



Escola Politècnica Superior  
d'Enginyeria de Vilanova i la Geltrú

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

# TRABAJO DE FINAL DE GRADO

**TÍTULO:** ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LA FUERZA DE AGARRE MANUAL PARA ESTABLECER EL GRADO DE FRAGILIDAD DE LA POBLACIÓN ANCIANA.

**AUTOR:** CALBO PRATS, ALEJANDRO

**FECHA DE PRESENTACIÓN:**

**APELLIDOS:** CALBO PRATS

**NOMBRE:** ALEJANDRO

**TITULACIÓN:** GRADO DE INGENIERÍA MECÁNICA

**PLAN:**

**DIRECTOR:** PEREZ GUINDAL, ELSA

**CO – DIRECTOR:**

**DEPARTAMENTO:** DEPARTAMENTO DE RESISTENCIA DE  
MATERIALES Y ESTRUCTURAS EN LA INGENIERIA

**CALIFICACIÓN DEL TFG**

**TRIBUNAL**

**PRESIDENTE**

**SECRETARIO**

**VOCAL**

**FECHA DE LECTURA:**

**Este proyecto tiene en cuenta aspectos medioambientales:**

☐ Sí ☐ No

# RESUMEN

La fuerza de agarre manual (HGS) se ha demostrado que es un indicador fiable de la fuerza muscular, por lo que se ha seleccionado para ayudar a evaluar el grado de fragilidad.

Esta investigación trata de analizar los resultados de las señales obtenidas de la fuerza de agarre en función del tiempo siguiendo un protocolo diseñado para ello. Para las pruebas, se han utilizado dinamómetros modificados Constant, calibrados previamente. La población que ha realizado las pruebas es un grupo de 50 ancianos con edades entre 70 y 100 años.

El análisis de las características se lleva a cabo a partir de un *script* de Matlab diseñado expresamente para el proyecto, que almacena las señales, analiza las características y calcula las correlaciones entre ellas.

Para analizar las señales, se estudiaron diferentes características de la curva para correlacionarlas con cuatro ensayos clínicos que son el Índice de Barthel, la Escala de Lawton y Brody, el Índice frágil VIG y por último el Criterio de fragilidad Fried.

Los resultados estadísticamente más significativos son los ya reportados en otros estudios de la fuerza máxima y media. Sin embargo, cabe destacar que la pendiente de bajada presenta datos significativos con resultados de coeficiente de correlación buenos.

Además, otras características como la amplitud de la fuerza, el instante en el que se ejerce la fuerza máxima y la amplitud de la fuerza en la fase de apriete también presentan valores de correlación a tener en cuenta para un futuro proyecto.

Debido a la realización de esta investigación, se fortalece la necesidad de realizar la prueba con una muestra con mayor número de participantes para poder concluir resultados con mayor porcentaje de fiabilidad.

**Palabras clave:**

Características	Anciano	Señal	Dinamómetro	Correlaciones
Fuerza-tiempo	Fragilidad	Fuerza de agarre	Garraf	Ensayo Clínico

# ABSTRACT

Manual grip strength (HGS) has been shown to be a reliable indicator of muscle strength and has therefore been selected to help assess the degree of frailty.

This research tries to analyse the results of the signals obtained from the grip strength as a function of time following a protocol designed for it. Modified dynamometers Constant, previously calibrated, have been used for testing. The population that has performed the tests is a group of 50 elderly people aged between 70 and 100 years.

The analysis of the characteristics is carried out from a Matlab script expressly designed for the project, which stores the signals, analyses the characteristics, and calculates the correlations between them.

To analyse the signals, different characteristics of the curve were studied to correlate them with four clinical trials, which are the Barthel Index, the Lawton and Brody Scale, the fragile VIG Index and finally the Fried fragility criterion.

The statistically most significant results are those already reported in other studies of maximum and average strength. However, it should be noted that the descent slope presents significant data with good correlation coefficient results.

In addition, other characteristics such as the amplitude of the force, the moment in which the maximum force is exerted and the amplitude of the force in the tightening phase also present correlation values to be taken into account for a future project.

Due to the performance of this research, the need to perform the test with a sample with a greater number of participants is strengthened in order to conclude results with a higher percentage of reliability.

## Keywords:

Features	Elderly	Signal	Dynamometer	Correlations
Force-time	Frailty	Hand grip strenght	Garraf	Clinical trial



## SUMARIO:

1. INTRODUCCIÓN .....	1
1.1. MARCO DE TRABAJO .....	2
1.2. OBJETIVOS .....	4
1.3. MOTIVACIÓN .....	5
2. CONCEPTOS.....	5
2.1. DISCAPACIDAD.....	6
2.2. COMORBILIDAD .....	8
2.3. FRAGILIDAD .....	9
3. ESTADO DEL ARTE .....	12
3.1. ESTUDIOS DEL HGS COMO PREDICTOR DE LA DISCAPACIDAD .....	12
3.2. ESTUDIOS PARA EL PROTOCOLO DE PRUEBA .....	13
3.3. ESCALAS Y CRITERIOS DE LA FRAGILIDAD .....	15
3.3.1. CRITERIOS DE FRAGILIDAD DE FRIED.....	15
3.3.2. ESCALA DE LAWTON Y BRODY .....	18
3.3.3. ÍNDICE DE BARTHEL .....	19
3.3.4. INDICE FRAGIL VIG.....	20
3.4. ESTUDIOS DE VARIABLES QUE INFLUYEN EN LA HGS .....	22
3.5. ESTUDIOS DE LA CURVA FUERZA-TIEMPO .....	22
3.6. VALORES MEDIOS .....	28
4. MÉTODO DEL ESTUDIO .....	29
4.1. POBLACIÓN.....	29
4.1.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN .....	30
4.2. EQUIPO .....	31
4.2.1. DINAMÓMETRO DE MANO .....	31
4.2.2. TARJERAS MICRO SD.....	37
4.2.3 APLICACIÓN ANDROID.....	37
4.3. FORMACIÓN DE INVESTIGADORES.....	38
4.4. PROCEDIMIENTO .....	38
4.5. CONFIDENCIALIDAD.....	40
5. ANÁLISIS DE DATOS .....	41
5.1. CARACTERÍSTICAS .....	44
5.1.1. TIEMPO DE FASE DE MANTENIMIENTO.....	45
5.1.2. FUERZA MEDIA .....	45
5.1.3. AMPLITUD DE LA FUERZA.....	46

5.1.4. DESVIACIÓN DE LA FUERZA .....	46
5.1.5. FUERZA MÁXIMA .....	47
5.1.6. PENDIENTES .....	48
5.1.7. ÁREA DE LA SEÑAL.....	48
5.1.8. KURTOSIS Y SKEWNESS .....	49
5.2. PRIMERA TRANSFORMADA DE FOURIER .....	49
5.3. ENSAYOS CLÍNICOS.....	50
6. CORRELACIÓN DE DATOS.....	53
6.1. Interpretación: correlaciones y valor p.....	53
6.2. Datos obtenidos .....	55
6.3. DIAGRAMAS DE DISPERSIÓN .....	57
6.3.1. Correlaciones significativas estadísticamente .....	59
6.3.2. Correlaciones medias .....	67
7. ESTUDIO ECONÓMICO.....	71
7.1. FINANCIACIÓN .....	71
7.2. PARTIDA DE INGENIERIA.....	72
7.2.1. TARIFAS DE SUBCONTRATACIÓN .....	72
7.2.2. CONCEPTOS IMPUTABLES.....	73
7.3. PARTIDA DE COMPRAS COMERCIALES .....	74
7.4. COSTE FINAL .....	75
8. CONCLUSIONES.....	77
AGRADECIMIENTOS.....	79
BIBLIOGRAFÍA.....	80

## SUMARIO DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Relación entre la discapacidad, comorbilidad y fragilidad [3] .....	6
Ilustración 2: Hipótesis del ciclo de Fragilidad [7].....	9
Ilustración 3: Escala de la fragilidad clínica [10].....	11
Ilustración 4: Modelo teórico de la asociación del espacio vital con el síndrome clínico de fragilidad. [13] .....	17
Ilustración 5: Típica curva fuerza-tiempo del esfuerzo máximo (A) y del esfuerzo mínimo (B). [25] .....	23
Ilustración 6: Componentes del sistema MFFM. A la izquierda el agarre y a la derecha LabVIEW. [30] .....	27
Ilustración 7: Dinamómetro Constant modificado y no modificado.....	31
Ilustración 8: Dinamómetro Deyard modificado.....	32
Ilustración 9: Parte superior del dinamómetro.....	32
Ilustración 10: Sujeción del dinamómetro 3 durante su calibración .....	33
Ilustración 11: Método de calibración .....	34
Ilustración 12: Ejemplo de de posición corporal para la prueba. ....	39
Ilustración 13: Esquema explicativo de la composición de las señales.....	43

## SUMARIO DE GRÁFICAS

Gráfica 1: Prevalencia de las situaciones de discapacidad reconocida. España, 2016 [4].	7
Gráfica 2: Porcentaje de trastornos crónicos prevalentes en adultos en España [5]	8
Gráfica 3: Modelo conceptual que resume como el índice frágil-VIG facilita el diagnóstico situacional y la propuesta de objetivos asistenciales/adequación de la intensidad terapéutica. [20]	21
Gráfica 4: Curva de fuerza-tiempo para los 6 segundos del test. [25]	24
Gráfica 5: Representación de la fuerza de agarre durante 20 y 30 segundos. El área de gris corresponde al trabajo de agarre que es igual a $TA = 0.75 * \text{Máxima fuerza de agarre} * \text{Resistencia a la fatiga}$ . [29]	26
Gráfica 6: Señales iniciales del D1 (eje X: tiempo [puntos], eje Y: fuerza [kg])	35
Gráfica 7: Señales valorando el offset del D1 (eje X: tiempo [puntos], eje Y: fuerza [kg])	35
Gráfica 8: Gráficas de las señales calibradas y no calibradas superpuestas D2 (eje X: tiempo [hora], eje Y: fuerza [kg])	36
Gráfica 9: Primera señal valorando el offset del dinamómetro 2 (eje X: tiempo [puntos], eje Y: fuerza [kg])	36
Gráfica 10: Gráficas de las señales calibradas y no calibradas superpuestas D3 (eje X: tiempo [hora], eje Y: fuerza [kg])	37
Gráfica 11: Señales filtradas del paciente 15250	41
Gráfica 12: Señales filtradas con sus respectivos puntos de sección del paciente 15250	42
Gráfica 13: Señal 1 dividida por fases	43
Gráfica 14: : Señal 2 dividida por fases	44
Gráfica 15: Ejemplos de diagramas de dispersión con valores de coeficientes de correlación.	54
Gráfica 16: Líneas de regresión del índice de Barthel y la Fuerza media.	59
Gráfica 17: Líneas de regresión del índice de Barthel y la Fuerza máxima.	59
Gráfica 18: Líneas de regresión del índice de Barthel y la Pendiente de bajada.	60
Gráfica 19: Líneas de regresión del índice de Lawton Brody y la Fuerza media.	61
Gráfica 20: Líneas de regresión del índice de Lawton Brody y la Fuerza máxima.	62
Gráfica 21: Líneas de regresión del índice de Lawton Brody y la Pendiente de bajada.	63
Gráfica 22: Líneas de regresión del índice Frágil VIG y la Fuerza media.	64
Gráfica 23: Líneas de regresión del índice Frágil VIG y la Fuerza máxima.	65
Gráfica 24: Líneas de regresión entre el índice frágil VIG Grupo 1 y la fuerza media.	65
Gráfica 256: Líneas de regresión entre el índice frágil VIG Grupo 1 y la pendiente de bajada.	66
Gráfica 265: Líneas de regresión entre el índice frágil VIG Grupo 1 y la fuerza máxima.	66
Gráfica 27: Líneas de regresión del índice frágil VIG y grupo 1 frente a la Amplitud de la fuerza.	67
Gráfica 28: Líneas de regresión del índice frágil VIG y grupo 1 frente al instante de la fuerza máxima.	68
Gráfica 29: Líneas de regresión del índice de Barthel frente a la FAfftAmp	69
Gráfica 30: Líneas de regresión del índice de Lawton Brody frente a la FAfftAmp	70
Gráfica 31: Línea de regresión del índice de frágil VIG frente a la FAfftAmp a la izquierda y a la derecha frente a la FDfftAmp	71
Gráfica 32: Distribución de costes del proyecto	76

## SUMARIO DE TABLAS

Tabla 1: Comparación de la definición de los criterios de la fragilidad según CHS y WHAS I [7].	16
Tabla 2: Valores promedio de HGS masculino [31].....	28
Tabla 3: Valores promedio de HGS femenino [31].....	28
Tabla 4: Ejemplo resultados Tiempo de la fuerza de mantenimiento del paciente 15250 .....	45
Tabla 5: Ejemplo resultados de la fuerza del paciente 15250 .....	46
Tabla 6: Ejemplo resultados de Amplitud del paciente 15250 .....	46
Tabla 7: Ejemplo resultados de Desviación de la fuerza del paciente 15250 .....	47
Tabla 8: Ejemplo resultados de la fuerza máxima y el instante de tiempo cuando se ejerce del paciente 15250.....	47
Tabla 9: Ejemplo resultados de la pendiente de subida y bajada del paciente 15250 .....	48
Tabla 10: Resultados de los ensayos clínicos de los hombres .....	50
Tabla 11: Resultados de los ensayos clínicos de las mujeres.....	51
Tabla 12: Tendencias de las diferentes escalas de fragilidad y de movilidad/funcionalidad segun su sistema de evaluación .....	53
Tabla 13: Grado de relación según coeficientes de correlación [36] .....	55
Tabla 14: Tabla resumen de coeficientes de correlación de Pearson con los más interesantes subrallados con un naranja más oscuro.....	56
Tabla 15: Tabla retributiva personal investigador UPC [38] .....	72
Tabla 16: Tabla retributiva investigador UPC precio/hora.....	72
Tabla 17: Tarifas de ingeniería .....	73
Tabla 18: Costes de ingeniería .....	74
Tabla 19: Partida componentes comerciales .....	75
Tabla 20: Coste total proyecto .....	75

# **GLOSARIO DE SIGNOS, SIMBOLOS, ABREVIATURAS, ACRONIMOS Y TERMINOS.**

AIVD: Actividades Instrumentales de la Vida Diarias

AVD: Actividad de la vida diaria

CEI: Comité Ético de Investigación

CHS: Estudio de Salud Cardiovascular, del inglés: "Cardiovascular Heath Study"

CRD: Cuaderno de Recogida de Datos, en ingles CRF: "Case Report Form"

HGS: Fuerza de agarre Manual, del inglés: "Hand Grip Srength"

IB: Índice de Barthel

IMC: Índice de Masa Corporal

MMSE: Mini examen del estado mental, del inglés: "Mini-mental State Examination"

OMS: Organización Mundial de la Salud

ONU: Organización de Naciones Unidas

PECT: Proyectos de especialización y competitividad territorial. (Cataluña)

VGI: Valoración Geriátrica Integral

WHAS: Estudios de Salud y Envejecimiento de la Mujer, del inglés: "Women's Health and Aging Studies"

## 1. INTRODUCCIÓN

La esperanza de vida de los ciudadanos se está incrementando exponencialmente. Según la información extraída de los indicadores de estructura de población en España publicados en junio de 2019 por el INE (Instituto Nacional de Estadística), la edad promedio de la población de España se sitúa en los 43,4 años en 2019, frente a los 33,5 años de hace 40 años. Actualmente las personas de 65 años o más edad representan el 19,4% de la población total de España [1].

En cuanto a la evolución de estos datos, según los estudios, se prevé que el crecimiento no se disipe, sino que aumente. Dentro de 21 años, concretamente en el 2040, según el estudio elaborado por el Instituto de Medición y Evaluación de la Salud de la Universidad de Washington (IHME), España se posicionaría en primer lugar en el ranking de países con mayor esperanza de vida de todo el planeta con un valor de 85,8 años superando a Japón [2].

Por esta razón los servicios públicos deberán reestructurar sus modelos de trabajo, sobre todo en el ámbito de la sanidad, ya que el incremento de la población de avanzada edad supondrá un aumento de las necesidades médicas. No obstante, esto no será un problema si se produce una adaptación y organización adecuada de los recursos sanitarios y de los profesionales del ámbito de la salud.

La fragilidad es un estado psicopatológico relacionado directamente con la edad, ya que está se manifiesta hasta en un 30% de las personas con edad superior a 75 años. En consecuencia, se ha aprobado el desarrollo del proyecto ENVELLINT “Envelliment actiu i saludable i dependència” asociado al PECT – Garraf, cuya finalidad es convertir la comarca del Garraf en un entorno saludable y “amigable” para la gente mayor, mediante el análisis de datos de colectivos con riesgo de fragilidad y la inferencia de actuaciones rehabilitadoras o compensatorias para mejorar su calidad de vida. Su objetivo es la creación de un modelo de atención integral, funcional y organizativa adaptada a las personas más frágiles.

Una de las destrezas que se realiza en el proyecto PECT es la verificación de las soluciones propuestas mediante ensayos y pruebas. A partir de este proyecto se pretende crear un método de evaluación del grado de fragilidad, para ello se analizará la fuerza de agarre manual (HGS). El HGS es un indicador fiable de la fuerza muscular general, una herramienta utilizada en pruebas por geriatras, médicos e investigadores para poder realizar una valoración general de la fuerza, por ello, es una característica que facilita diagnosticar la sarcopenia y detectar la fragilidad.

## 1.1. MARCO DE TRABAJO

El proyecto “*ENVELLINT – Envel·liment actiu i saludable i dependència*” está vinculado a la convocatoria de Proyectos de Especialización y Competitividad Territorial (PECT) 2014-2020. El mismo está a la vez compuesto por cinco estudios o proyectos con el objetivo común de facilitar la vida diaria de las personas con dependencia, mediante proyectos ligados a las nuevas tecnologías.

- **Consell Comarcal del Garraf**, entidad encargada de la organización del PECT enfocado a las organizaciones beneficiadas.
- **Consorci Sanitari del Garraf** que trabaja en el proyecto “*Better Aging*” centrado en la búsqueda de la mejora de las relaciones interpersonales, la prevención de la soledad y la promoción del ejercicio físico de los ancianos en el Garraf.
- **Fundación Ave Maria** realizando el proyecto “*Never Alone*” que contempla el desarrollo de una solución de teleasistencia en el hogar personalizado para personas dependientes.
- **Instituto de la Robótica para la Dependencia (IRD)** con el proyecto “*Deliverybot*” que tiene la finalidad de aplicar la tecnología y la innovación de la robótica en la gestión diaria de los centros, reduciendo las horas de actividad para invertir las en las personas.
- **Neàpolis** para el proyecto “*Silver Living Lab*” que tiene como objetivo convertir el Garraf en un laboratorio de tecnologías y soluciones aplicadas al envejecimiento activo y la dependencia.
- **Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)** que propone el proyecto “*Envellint*” a través del cual se quiere facilitar un modelo de atención integral adaptado a colectivos con mayor fragilidad y se pretenden establecer las bases de una estrategia de prevención de caídas en la comarca.



En este caso, se trabaja en Envellint, un proyecto para conseguir un envejecimiento activo y saludable. En concreto, pretende hacer más llevadera y sostenible la dependencia con la que cargan diariamente los ancianos con fragilidad del territorio del Garraf.

El proyecto se lleva a cabo en el Centro de Investigación Técnica de la Atención a la Dependencia y Vida Autónoma (CETpD), el cual es un departamento que pertenece a la Universidad Politécnica de Cataluña. El equipo se compone por diferentes entidades que participan directamente como son “Consorci Sanitari del Garraf” (CGS), “Regidoria Serveis Socials VNG” (RSS) y “Amics de la Gent Gran” (AGG). También se cuenta con la ayuda de dos grupos de investigación; el grupo AHA “Arquitecturas de hardware avanzadas” del Departamento de Ingeniería Electrónica y el GREC “Grupo de investigación de Ingeniería del Conocimiento” del Departamento de Control Automático.

El CETpD se constituye por un grupo de investigadores con experiencia profesional en el ámbito, técnicos calificados y becarios entregados al mundo de la investigación. Se trata de un proyecto multidisciplinar, ya que está compuesto por especialistas procedentes de diferentes ámbitos como son electrónica, inteligencia computacional, telecomunicaciones, psicología, gerontología y ciencias del comportamiento.

Este centro de investigación coopera asiduamente con el personal médico de algunos hospitales de la zona de Barcelona, desarrollando así una serie de investigaciones sobre personas de avanzada edad y personas con enfermedades crónicas, en especial aquellas que estén afectadas por un trastorno del movimiento. Estima, entre otras, las siguientes líneas de investigación:

- Paradigmas computacionales (soft-computing y computación generalizada).
- Uso de dispositivos tecnológicos avanzados (para atención domiciliaria, atención médica, personas mayores que viven en el hogar, supervisión y aplicaciones).
- Desarrollo de interfaz especial y evaluación de uso (sensores inteligentes, interfaces inteligentes, BAN).
- Comportamiento interactivo y experiencia del usuario.

## 1.2. OBJETIVOS

Esta investigación, es uno de los cinco proyectos de la propuesta PECT, cuyo objetivo es mejorar la calidad de vida de la población anciana mediante el uso de las nuevas tecnologías. El objetivo principal de este estudio es lograr desarrollar un protocolo novedoso sobre una de las pruebas que permite detectar la fragilidad en personas de la tercera edad.

Hasta ahora, el método de obtención de la fuerza de agarre manual, que no es más que la capacidad que tiene una persona para ejercer fuerza cerrando la palma de la mano, utilizado por los geriatras ha sido muy subjetivo, ya que, simplemente cogían la mano del paciente y les pedían que apretase con fuerza su mano. Por esta razón una de las motivaciones principales de este estudio es encontrar un protocolo de medición del HGS de manera que los resultados obtenidos sean objetivos y no dependan del criterio o apreciación del geriatra que lo realiza.

Se pretende estudiar y analizar la curva fuerza-tiempo generada por el paciente y a partir de dicha información encontrar diversas características para más tarde comprobar su influencia o relevancia en los resultados. A partir de los datos proporcionados en este y, mediante la aplicación de funciones estadísticas, se busca hallar índices determinantes de la variable estudiada, la fragilidad.

Los objetivos específicos se detallan a continuación:

- Diseñar un protocolo para la correcta aplicación y realización de las pruebas.
- Calibrar el dinamómetro (instrumento de medición) y realizar las curvas de calibración.
- Efectuar las pruebas a la población de la tercera edad siguiendo el protocolo establecido.
- Crear una base de datos para recopilarlos.
- Construir una curva de HGS-tiempo para cada uno de los ensayos.
- Analizar los datos sobre la fuerza en función del tiempo y buscar su relación con los índices de fragilidad.

Este estudio representa el análisis de datos relevantes para más adelante en un proyecto futuro que continúe con este, se pretende aplicarlo mediante inteligencia artificial para llegar a construir de un modelo de predicción de la fragilidad enfocado a gente de edad avanzada. Una de las dificultades de este proyecto era el poco tiempo que había para hacer un trabajo de experimentación muy denso.

### 1.3. MOTIVACIÓN

Esta investigación surge para mejorar los servicios públicos dirigidos al bienestar de la población anciana. En general, pretende ofrecer datos a la sanidad que le permitan mejorar sus actuaciones frente a las personas mayores, permitiendo que se desarrollen nuevas técnicas con mayor rapidez.

En concreto, se considera que beneficiará al área de la terapia ocupacional, pues mediante los resultados de este estudio se pretende facilitar la labor de estos profesionales. Así como los expertos que trabajan en centros de día o instituciones que se encargan de personas de la tercera edad.

De este modo, se espera aumentar la calidad de vida de las personas ancianas, e indirectamente influir en su bienestar psicológico. A través de estos datos se busca reducir la dependencia de esta población.

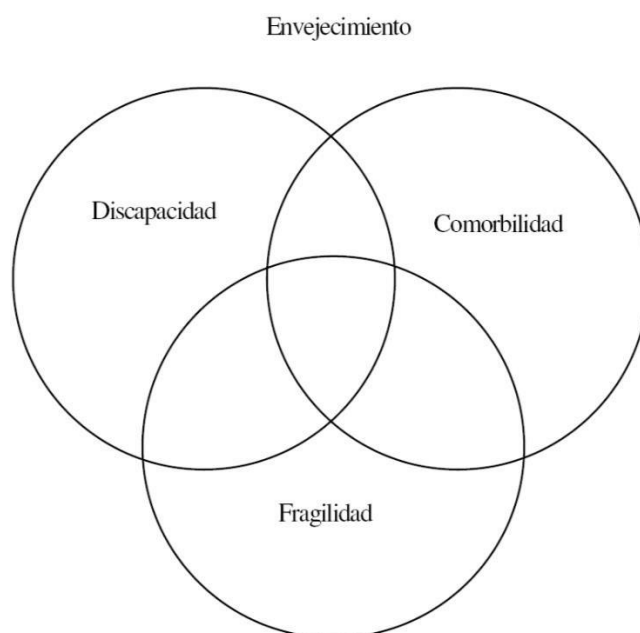
Por último, se quiere llevar a cabo este proyecto en el menor tiempo posible, para lograr que la propuesta del PECT se desarrolle rápidamente y se cumplan sus objetivos. Debido a la necesidad creciente de la sociedad de mejorar la calidad de vida de la población anciana es indispensable aprovechar el tiempo al máximo, para garantizar el cumplimiento de dicho proyecto.

## 2. CONCEPTOS

Según la OMS, las personas de 60 a 74 años son consideradas de edad avanzada, de 75 a 90 años ancianas, y las que sobrepasan los 90 se les denomina grandes longevos. Aunque se denomina persona de la tercera edad a toda persona mayor de 60 años.

Se les denomina ancianos frágiles y vulnerables a todos aquellos que padecen diversas enfermedades crónicas o comorbilidad, así como, en el caso que presenten una discapacidad o dependencia. El grupo de personas que precisan una atención superior al resto de la población se les identifica según tres términos que son denominados como: Fragilidad, Comorbilidad y por último Discapacidad.

*Ilustración 1: Relación entre la discapacidad, comorbilidad y fragilidad [3]*



Dichos conceptos guardan una gran relación entre ellos, ya que se podría afirmar que una persona con discapacidad agudizaría los efectos tanto de una comorbilidad como de una fragilidad. También encontramos la condición de que una comorbilidad podría llegar a favorecer negativamente un aumento del desarrollo habitual de la fragilidad.

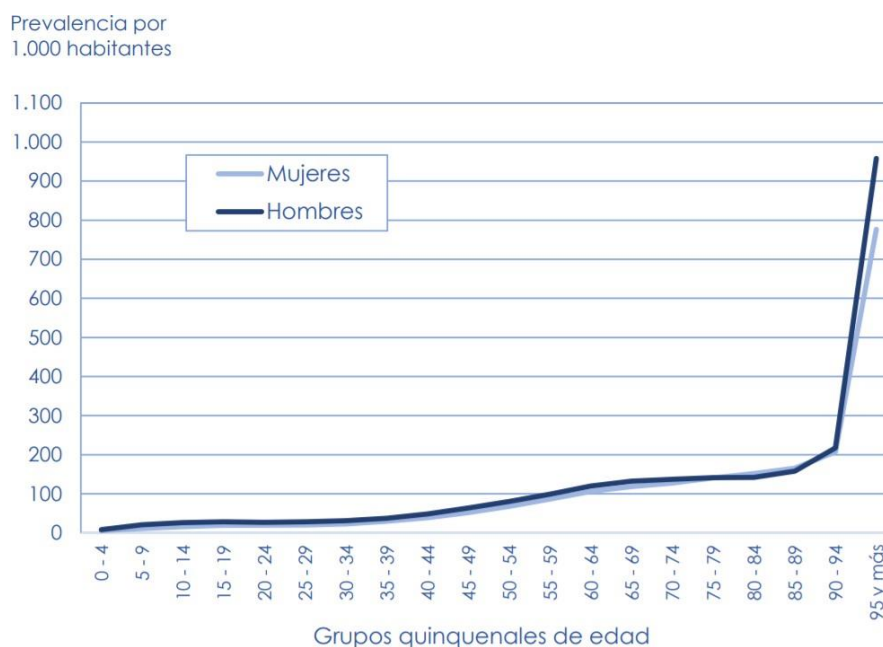
## 2.1. DISCAPACIDAD

La discapacidad se define como el deterioro físico o mental que dificulta o imposibilita la realización de una o más actividades principales de la vida diaria. La discapacidad afecta de forma negativa a la autonomía de la persona que la padece, siendo esta más dependiente.

Teniendo en cuenta los datos procedentes de la Encuesta sobre Ingresos y Condiciones de Vida, se puede afirmar que el envejecimiento, la enfermedad y la discapacidad están interrelacionados. Estos tres conceptos forman parte del desarrollo evolutivo de nuestra especie. Según estos datos, en España, el 17.8% de las personas entre 16 y 64 años presentan limitaciones en las actividades cotidianas, esta

proporción aumenta notoriamente a partir de los 65 años o más, encontrando que el 50.1% de este grupo muestra dificultades. (Datos del 2016).

En la gráfica 1 se muestran las tasas específicas de prevalencia de las situaciones de discapacidad en la población española. Se observa un ligero incremento con el envejecimiento, pero, a partir de los 85 años se produce un aumento brusco, encontrando el máximo en las personas de 95 años o más. Por tanto, se puede afirmar que el envejecimiento de la población y el aumento de la esperanza de vida ha contribuido al aumento de la prevalencia de discapacidad en los adultos mayores.



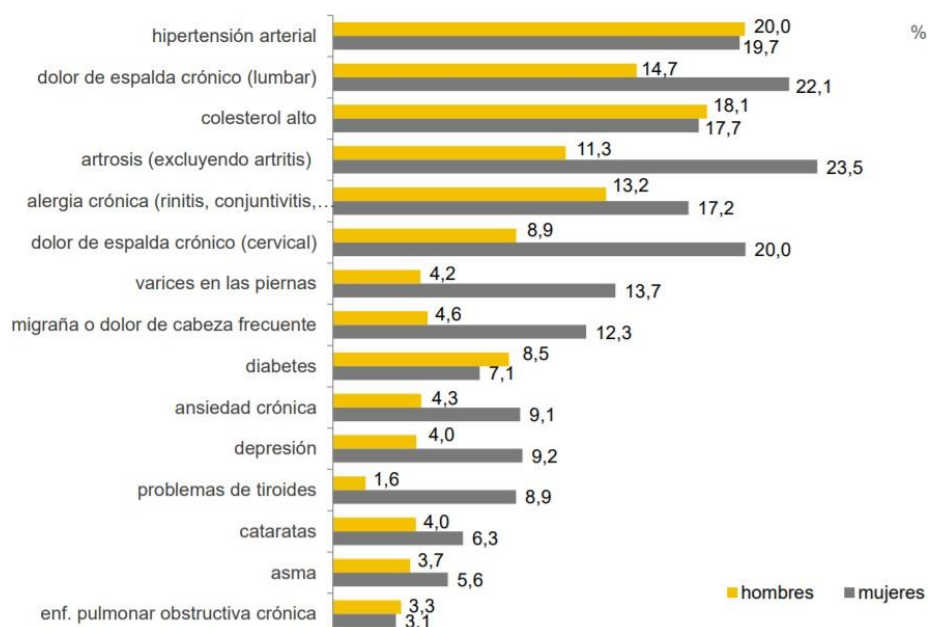
*Gráfica 1: Prevalencia de las situaciones de discapacidad reconocida. España, 2016 [4].*

Según la OMS, la discapacidad, actualmente, presenta la misma relevancia que la mortalidad, siendo un problema en el ámbito de la salud. Debido a la mejora del sistema sanitario, la alimentación, las condiciones higiénicas y la atención primaria, la esperanza de vida ha aumentado. En consecuencia, la mortalidad ha descendido, pero este hecho tiene efectos adversos como el aumento de enfermedades crónicas y la aparición de la discapacidad, por lo que se debe regular y estudiar.

## 2.2. COMORBILIDAD

La comorbilidad se define como cualquier enfermedad o condición de salud adicional que ha existido o puede ocurrir durante el curso clínico de un paciente con una enfermedad guía. No se debe confundir con la multimorbilidad que es la concurrencia de dos o más enfermedades o condiciones crónicas, además de la enfermedad primaria. Aunque ambos conceptos se analizan de forma similar.

Según varios estudios, en personas de edad avanzada es más frecuente la presencia de múltiples enfermedades. Es decir, con el envejecimiento aumenta la probabilidad de presentar diversas enfermedades de forma simultánea. Este hecho produce efectos adversos en la salud, siendo un factor de riesgo para esta población.



Gráfica 2: Porcentaje de trastornos crónicos prevalentes en adultos en España [5]

En la gráfica 2 aparecen representadas las enfermedades o problemas de salud crónicos que tienen mayor prevalencia en adultos según el sexo. Como se observa la mayoría de las afecciones o trastornos aparecen con mayor frecuencia en las mujeres, a excepción de la diabetes, el colesterol alto, la hipertensión arterial y la enfermedad pulmonar obstructiva crónica.

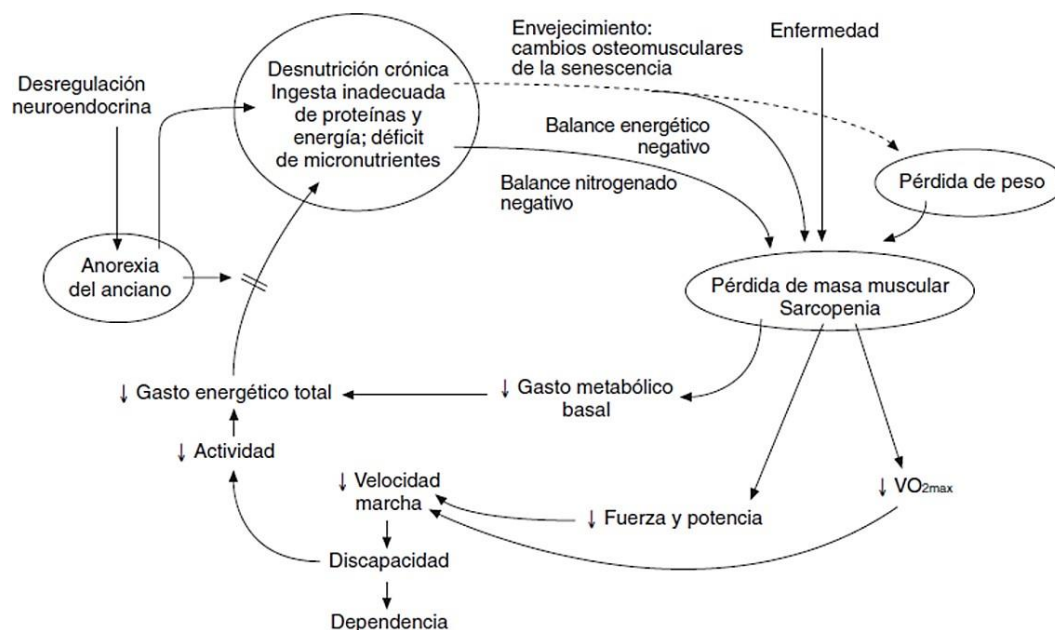
La comorbilidad tiene efectos negativos en la salud, ya que puede afectar y modular las enfermedades concurrentes. Del mismo modo, puede modificar la eficacia de los tratamientos, incrementar y prolongar la hospitalización, aumentar el riesgo de discapacidad y de mortalidad. En resumen, puede empeorar la calidad de vida de la persona [6].

## 2.3. FRAGILIDAD

El término de “fragilidad”, no presenta una definición concreta, ya que depende del ámbito de referencia, aunque todas sus definiciones parten de un supuesto básico; “que es débil o puede deteriorarse con facilidad”. En este proyecto nos centraremos en la fragilidad de las personas, en inglés llamado fragility. Es un concepto relacionado con la edad y el envejecimiento, el cual está presente hasta es un 30% de personas de más de 75 años. Así mismo, la precisión de su definición varía según el criterio del autor, por ello vamos a analizar las más destacas en este ámbito.

Según Linda P. Fried [8], la fragilidad se define como un síndrome clínico, que aparece en personas de edad avanzada, como consecuencia de deterioros acumulativos de sistemas fisiológicos, con alteración de la reserva homeostática y disminución de la capacidad del organismo para soportar estrés, lo que conlleva un riesgo más elevado de resultados deficientes como caídas, discapacidad, hospitalizaciones y mortalidad.

*Ilustración 2: Hipótesis del ciclo de Fragilidad [7]*



Según Xue (2011), para los geriatras, la fragilidad es un síndrome biológico de disminución de la reserva y resistencias a los factores estresantes, consecuencia de los deterioros acumulativos en múltiples sistemas fisiológicos del paciente, causando vulnerabilidad a los resultados adversos. Esta definición presenta aspectos en común con la propuesta por Fried.










La anterior figura representa el ciclo de la fragilidad, cuyos elementos centrales son un ciclo negativo de desnutrición crónica, sarcopenia, la disminución de la fuerza, tolerancia al ejercicio y disminución del gasto energético total. Para activar el círculo vicioso o potenciarlo, es necesario un elemento externo, como puede ser una enfermedad, depresión, caídas, o, incluso, un evento estresante vital.

La definición más aceptada actualmente es la propuesta por Bortz (2002), según el cual la fragilidad es entendida como: “estado fisiológico de aumento de vulnerabilidad a estresores como resultado de una disminución o desregulación de las reservas fisiológicas de múltiples sistemas fisiológicos, que origina dificultad para mantener la homeostasis”. [9]

Un recurso muy útil para la determinación del nivel de fragilidad en el que se encuentre un paciente anciano es la escala que podemos ver a continuación. En dicha escala se distingue entre 9 niveles de fragilidad del 1 al 9 con valor de menor a mayor impacto de fragilidad. Cada uno de estos niveles se describen con unas condiciones que determinan si el sujeto se encuentra en uno u otro de estos.



### Ilustración 3: Escala de la fragilidad clínica [10]

Clinical Frailty Scale	
 <p><b>1 Very Fit</b> – People who are robust, active, energetic and motivated. These people commonly exercise regularly. They are among the fittest for their age.</p>	 <p><b>7 Severely Frail</b> – Completely dependent for personal care, from whatever cause (physical or cognitive). Even so, they seem stable and not at high risk of dying (within ~ 6 months).</p>
 <p><b>2 Well</b> – People who have no active disease symptoms but are less fit than category 1. Often, they exercise or are very active occasionally, e.g. seasonally.</p>	 <p><b>8 Very Severely Frail</b> – Completely dependent, approaching the end of life. Typically, they could not recover even from a minor illness.</p>
 <p><b>3 Managing Well</b> – People whose medical problems are well controlled, but are not regularly active beyond routine walking.</p>	 <p><b>9 Terminally Ill</b> – Approaching the end of life. This category applies to people with a life expectancy &lt;6 months, who are not otherwise evidently frail.</p>
 <p><b>4 Vulnerable</b> – While not dependent on others for daily help, often symptoms limit activities. A common complaint is being “slowed up”, and/or being tired during the day.</p>	<p><b>Scoring frailty in people with dementia</b></p> <p>The degree of frailty corresponds to the degree of dementia. Common <b>symptoms in mild dementia</b> include forgetting the details of a recent event, though still remembering the event itself, repeating the same question/story and social withdrawal.</p> <p>In <b>moderate dementia</b>, recent memory is very impaired, even though they seemingly can remember their past life events well. They can do personal care with prompting.</p> <p>In <b>severe dementia</b>, they cannot do personal care without help.</p>
 <p><b>5 Mildly Frail</b> – These people often have more evident slowing, and need help in high order IADLs (finances, transportation, heavy housework, medications). Typically, mild frailty progressively impairs shopping and walking outside alone, meal preparation and housework.</p>	
 <p><b>6 Moderately Frail</b> – People need help with all outside activities and with keeping house. Inside, they often have problems with stairs and need help with bathing and might need minimal assistance (cuing, standby) with dressing.</p>	

Los resultados de una gran investigación en relación con la fragilidad [11] recomiendan realizar estudios para cumplir con los siguientes objetivos:

- Llegar a acuerdos sobre criterios estandarizados del fenotipo de la fragilidad.
- Identificar si existe uno o varios fenotipos de fragilidad, junto con sus causas y consecuencias específicas.
- Analizar las condiciones clínicas que puedan disminuir el tiempo de predicción de la fragilidad o ayudar a profundizar en aspectos etiológicos.
- Identificar situaciones simples (médicas, sociales y psicológicas) o combinaciones de éstas que originen alteraciones, debilidad, inestabilidad o limitaciones.

- Desarrollar pruebas o test sencillos de respuesta a estímulos, que identifiquen a la población frágil.
- Desarrollar modelos animales y celulares que ayuden a la investigación etiológica y terapéutica.
- Identificar los componentes subclínicos de la fragilidad, investigando los componentes genéticos, moleculares, celulares, fisiológicos, y sus relaciones.
- Diseño de grandes estudios poblacionales que analizan los factores contribuyentes a la fragilidad y a su historia natural.
- Identificar factores genéticos, celulares, fisiológicos, psicológicos o socioconductuales que afecten a la debilidad, inestabilidad y limitaciones.
- Desarrollar técnicas analíticas novedosas que ayuden a entender la dinámica y las interacciones que conducen a la vulnerabilidad.
- Crear redes de colaboración con investigadores básicos y clínicos.

### 3. ESTADO DEL ARTE

A continuación, se analizan los trabajos e investigaciones precedentes y con los que este estudio guarda una estrecha relación, como es la medición de HGS (fuerza de agarre). Se evaluarán los objetivos, protocolos, medios, resultados y conclusiones de cada una de las investigaciones estudiadas en relación con este proyecto.

#### 3.1. ESTUDIOS DEL HGS COMO PREDICTOR DE LA DISCAPACIDAD

Actualmente, la medición del HGS es una evaluación común utilizada tanto por los investigadores como por los terapeutas ocupacionales, para cumplir con diversos fines. Los resultados obtenidos de esta prueba se han utilizado para verificar si la HGS puede funcionar como predictor de la discapacidad en personas de edad avanzada.

En el estudio de Simona Giampaoli en 1999, la fuerza de las extremidades superiores de los sujetos fue medida por la HGS, utilizando el dinamómetro de Martín [12]. El resultado seleccionado fue el de mayor valor teniendo en cuenta los dos intentos de los participantes, analizando la mano dominante. Sin embargo, en comparación con otros estudios, no se registran detalles específicos respecto a otros aspectos interesantes sobre las pruebas que podrían influir en los datos recogidos, como la rotación del codo y el antebrazo o si el sujeto estaba sentado en una silla o de pie.

La discapacidad se evaluó utilizando un formulario de la Organización Mundial de la Salud (OMS) que tiene una escala de 14 ítems, los cuales permiten evaluar las actividades de la vida diaria. Esta escala utiliza 4 categorías para representar el nivel de dificultad para llevar a cabo cada una de las actividades propuestas; 1) sin ninguna dificultad, 2) con dificultad, pero sin ayuda, 3) se necesita alguna ayuda y 4) no se puede realizar.

El resultado del estudio muestra que después de un seguimiento de cuatro años desde que se hicieron las pruebas iniciales, y con la consecuente eliminación de todas las variables que no estaban asociadas al resultado, sólo las concentraciones de HGS y de colesterol HDL en suero seguían siendo factores protectores significativos de la discapacidad en el grupo más joven (entre 71 y 76 años de edad), mientras que en el grupo con mayor edad (entre 77 y 91 años de edad) sólo el HGS estaba asociado con la discapacidad. Entonces, se puede observar que la HGS puede estar directamente relacionada con la discapacidad, especialmente a medida que la persona envejece.

### **3.2. ESTUDIOS PARA EL PROTOCOLO DE PRUEBA**

Uno de los propósitos de la prueba de fuerza de agarre es determinar cuánto esfuerzo hace un participante al realizar la prueba, e identificar si se está aplicando realmente el máximo esfuerzo. Sin embargo, no existe un método real para determinar perfectamente el valor exacto de este. Además, se utiliza para determinar si la discapacidad notificada es coherente con la lesión y el impedimento sufrido (Innes, 1999).

La comparación realizada entre protocolos muestra resultados similares a los de Sousa-Santos (2017), pero agregando algunos elementos adicionales como el calentamiento antes de la prueba y la influencia del estímulo seleccionado (el primero de los cuales resultó en una mejora general de la HGS). Aunque se utilizó una amplia gama de instrumentos entre la mayoría de los estudios (Smedley, Martin, Tekdyne, entre otros), el dinamómetro predominante utilizado fue el dinamómetro Jamar. Este se consideró el instrumento más preciso para medir la fuerza de agarre (Johanne Desrosiers, 1995).

En un metaanálisis que analiza datos procedentes de diversas investigaciones, las cuales midieron la HGS con el objetivo de diagnosticar la sarcopenia y la fragilidad, así como, identificar las diferencias en los protocolos utilizados (Sousa-Santos, 2017), lo que constituye un enfoque importante para la presente investigación, ya que el protocolo que se propondrá utilizará otros como medio de comparación e innovación.

Cuando se toma un protocolo para un estudio específico, hay algunos elementos principales que pueden apreciarse y que deben destacarse desde el principio, como el dinamómetro utilizado para medir la HGS, qué mano se utilizó, la postura del sujeto, la posición del brazo, la posición del gatillo, el tiempo que duró la medición o los intervalos entre las mediciones.

El metaanálisis estableció algunos criterios de selección para escoger los estudios a analizar, ya que es necesario partir de una base común que permita la comparación de los resultados de dichas investigaciones. Se incluyeron estudios en los que los participantes tenían 65 años o más, se consideraron aquellas investigaciones que perseguían el objetivo de diagnosticar la sarcopenia y la fragilidad (en los que se utilizó la HGS para identificar la afección), se proporcionó una descripción del protocolo utilizado para medir la HGS y los criterios descritos fueron:

1. Tipo de dinamómetro para la evaluación de la HGS.
2. Posición del individuo (incluida la posición y postura de los hombros, los codos, los brazos y las asas).
3. Dominio de la mano.
4. Número de repeticiones.
5. Tiempo de realización y de descanso.
6. Estímulo.
7. Valores de HGS.

De todos los estudios, la mayoría de ellos proporcionaron información relativa al protocolo utilizado para llevar a cabo sus pruebas, pero en la gran mayoría de ellos se debía ampliar para completarlo. El protocolo recomendado que se debería seguir es el más reciente de la ASHT (American Society of Hand Therapists), ya que es el más detallado, y si se precisara hacer una modificación, habría que mencionarlo.

### 3.3. ESCALAS Y CRITERIOS DE LA FRAGILIDAD

#### 3.3.1. CRITERIOS DE FRAGILIDAD DE FRIED

En 2001, se establecieron los criterios de fragilidad de Fried, los cuales se emplean para identificar la presencia de fragilidad en las personas de edad avanzada, estos son:

- Pérdida de peso involuntaria
- Bajo de nivel de actividad física
- Baja velocidad de la marcha
- Debilidad medida por la fuerza de agarre
- Baja energía y resistencia

Estos criterios se crearon en el estudio llevado a cabo por Fried (2001), es uno de los estudios más relevantes en relación a la detección de la fragilidad en personas de edad avanzada con datos del CHS. La muestra estaba formada por 5317 personas (42% hombres y 58% mujeres) de 65 a 101 años procedentes de diferentes países americanos. Se llevo a cabo un seguimiento con examinación, telefónico y con vigilancia sobre los posibles incidentes del paciente. Empleando el análisis de clase latente, según el número de criterios existentes en la persona, se distinguieron tres grupos dentro de la población con indicios semejantes de fragilidad:

1. No frágil
2. Pre-frágil
3. Frágil

El Estudio de Salud Cardiovascular (CHS) estableció que, para diagnosticar fragilidad, se deben cumplir al menos tres de los cinco criterios nombrados, mientras que la pre-fragilidad se diagnostica mediante el cumplimiento de uno o dos de los criterios. El desarrollo de cada criterio aumentó progresivamente junto con la edad de la población, lo que indicó un incremento de la fragilidad.

Los resultados muestran que el 7% de la población total mostraba criterios de fragilidad, mientras que el 46% no presentaba ninguno. El 6% inicial se consideró frágil. La aparición de la fragilidad incrementó con el envejecimiento del grupo, en el caso de las mujeres fue dos veces mayor que en los hombres. Durante los tres años de seguimiento, la fragilidad creció un 7% y durante los siguientes cuatro años se obtuvo un crecimiento del 11%. Las personas más frágiles tenían menos educación,

menos ingresos, peor salud y mayor número de enfermedades crónicas y de discapacidad.

Tras analizar los resultados y validar los criterios de Fried se estableció que la fragilidad es un síndrome médico, definido como: “grupo de signos y síntomas que ocurren juntos y caracterizan una anomalía particular”.

A continuación, se presenta una tabla cuyo contenido refleja los diferentes métodos para la evaluación de los criterios de fragilidad de Fried según dos importantes estudios como son CHS y WHAS.

*Tabla 1: Comparación de la definición de los criterios de la fragilidad según CHS y WHAS I [7].*

Characteristics	CHS	WHAS
1. Weight loss	<b>Baseline:</b> Lost > 10 pounds unintentionally in last year <b>Follow-up:</b> $(\text{weight in previous year} - \text{current weight}) / (\text{weight in previous year}) \geq 0.05$ and the loss was unintentional	<b>Baseline:</b> Either of: i. $(\text{weight at age 60} - \text{weight at exam}) / (\text{weight at age 60}) \geq 0.1$ ii. BMI at exam < 18.5. <b>Follow-up:</b> Either of: i. BMI at exam < 18.5 ii. $(\text{weight in previous year} - \text{current weight}) / (\text{weight in previous year}) \geq 0.05$ and the loss was unintentional
2. Exhaustion	Self report of either of: i. felt that everything I did was an effort in the last week ii. could not get going in the last week	Self report of any of: i. low usual energy level <sup>1</sup> ( $\leq 3$ , range 0-10) ii. felt unusually tired in last month <sup>2</sup> iii. felt unusually weak in the past month <sup>2</sup>
3. Low Physical Activity	Women: Kcal < 270 on activity scale (18 items) Men: Kcal < 383 on activity scale (18 items)	Women: Kcal < 90 on activity scale (6 items) Men: Kcal < 128 on activity scale (6 items)
4. Slowness	walking 15 feet (4.57m) at usual pace Women: time $\geq 7$ s for height $\leq 159$ cm time $\geq 6$ s for height > 159 cm Men: time $\geq 7$ s for height $\leq 173$ cm time $\geq 6$ s for height > 173 cm	walking 4m at usual pace Women: speed $\leq 4.57/7$ m/s for height $\leq 159$ cm speed $\leq 4.57/6$ m/s for height > 159 cm Men: speed $\leq 4.57/7$ m/s for height $\leq 173$ cm speed $\leq 4.57/6$ m/s for height > 173 cm
5. Weakness	Grip strength Women: $\leq 17$ kg for BMI $\leq 23$ $\leq 17.3$ kg for BMI 23.1 - 26 $\leq 18$ kg for BMI 26.1 - 29 $\leq 21$ kg for BMI > 29 Men: $\leq 29$ kg for BMI $\leq 24$ $\leq 30$ kg for BMI 24.1 - 26 $\leq 30$ kg for BMI 26.1 - 28 $\leq 32$ kg for BMI > 28	Grip strength: Same as in CHS

WHAS I [13] se trata de un estudio observacional y prospectiva practicada con una muestra de 1002 mujeres discapacitadas de forma grave o moderada con una edad igual o superior a 65 años. El principal objetivo de dicho proyecto se trata de determinar la relación del grado de construcción de espacio vital con la fragilidad, en función de unas características previamente determinadas como son: la edad, la raza,

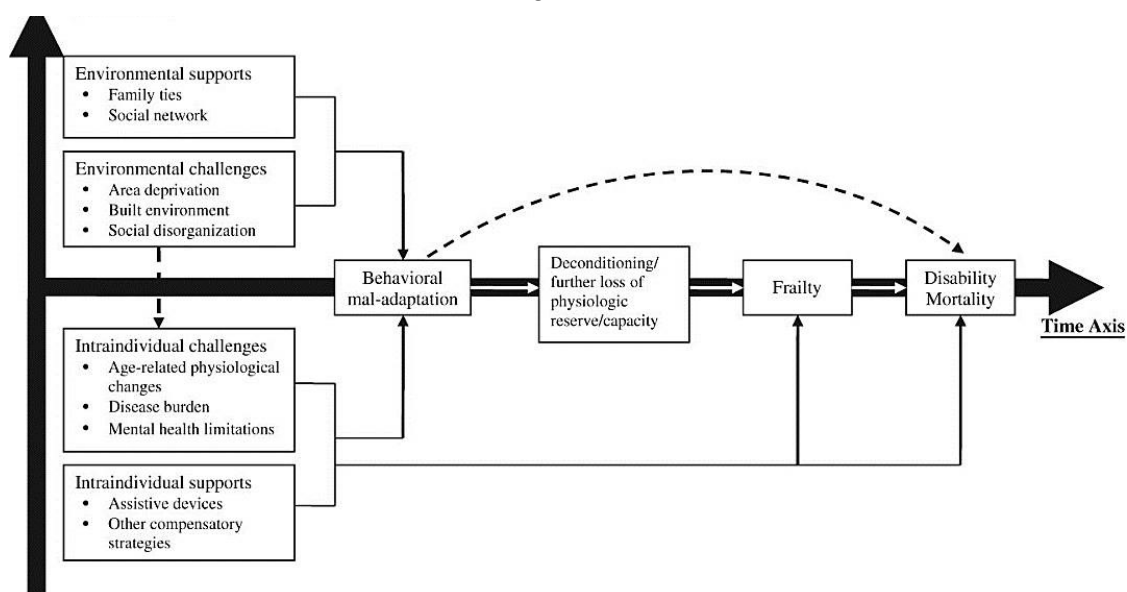


el nivel educativo, la forma de vida, incluso una pequeña prueba mental (MMSE), las enfermedades diagnosticadas, la ansiedad, la dificultad de movilidad, entre otras.

Como conclusión de este proyecto, se determinó que el resultado a los criterios de fragilidad estaba directamente relacionado con el tipo de vida llevado por el individuo. A continuación, se expone la Ilustración 4; representando de manera gráfica los resultados obtenidos del estudio de manera que, se simboliza la dirección causal con los ejes y, así como, con líneas continuas y discontinuas los efectos directos e indirectos, respectivamente.

El Estudio de Salud Cardiovascular (CHS) fue una investigación prospectiva y observacional que se llevó a cabo con el objetivo de definir los factores de riesgo y las consecuencias que desencadenan las patologías cardiovasculares en las personas con un rango de edad de más de 65 años. Este estudio se realizó a una muestra de 5201 ciudadanos de más de 65 años tanto hombres como mujeres, siendo todos ellos de EE.UU. Se tuvieron en cuenta una serie de características consideradas determinantes para el estudio que eran: estado de salud, hábitos de salud, actividad y función física, los medicamentos utilizados y el diagnóstico médico de varias enfermedades, como son: el infarto de miocardio, angina, la insuficiencia cardiaca congestiva, la hipertensión, el accidente cerebrovascular, isquemia transitoria, asma, enfisema, diabetes, claudicación intermitente, enfermedad renal, artritis, discapacidad auditiva, discapacidad visual y cáncer. Se concluyó que alguna de las características nombradas anteriormente propiciaba una aceleración de la aparición de la fragilidad en el sujeto.

*Ilustración 4: Modelo teórico de la asociación del espacio vital con el síndrome clínico de fragilidad. [13]*



Como conclusiones de dichos estudios por parte del proyecto CHS se obtuvieron más de un resultado. En primer lugar, para edades mayores de 65 años la fragilidad fue diagnosticada en un rango del 7% y el 12% todos ellos ciudadanos de EE.UU. En más detalle se concluyó que para la franja de edad de 65 a 74 años los diagnósticos aumentaban con la edad en un 3,4%, mientras que en personas mayores de 85 años la edad tenía una inferencia en los diagnósticos de un 25%.

En cuanto al proyecto WHAS I [14] quién realizó el estudio a una muestra de 786 mujeres de edades comprendidas entre 70 y 79 años, se obtuvo un 11,3% de diagnósticos de fragilidad.

### **3.3.2. ESCALA DE LAWTON Y BRODY**

En el año 1969 se estableció la Escala de Lawton y Brody, la cual está compuesta por las actividades cotidianas de la vida diaria. Se desarrolló con el fin de evaluar la autonomía física y la dependencia de la población anciana en su día a día.

La versión española de esta escala [15], validada con un estudio de una muestra de casi 2000 pacientes de más de 65 años, está constituida por los siguientes 8 ítems:

1. Capacidad para usar el teléfono
2. Hacer compras
3. Preparación de la comida
4. Cuidado de la casa
5. Lavado de la ropa
6. Uso de medios de transporte
7. Responsabilidad respecto a la medicación
8. Manejo de asuntos económicos

Esta escala se evalúa de manera cuantitativa, empleando una valoración numérica. Se puntúa cada ítem del 0 al 1, siendo 0 Incapaz o parcialmente capaz y, 1 Capaz. La valoración final es la suma de todas las respuestas que oscilará entre 0 que es la máxima dependencia, y 8 entendida como independencia total.



### 3.3.3. ÍNDICE DE BARTHEL

Este índice se emplea para medir el grado de discapacidad. Se conoce como el Índice de Barthel (IB), pero también puede encontrarse como “Índice de Discapacidad de Maryland” [16], el cual se define, según Mahoney y Barthel (1965), como: “Medida genérica que valora el nivel de independencia del paciente con respecto a la realización de algunas actividades de la vida diaria, mediante la cual se asignan diferentes puntuaciones y ponderaciones según la capacidad del sujeto examinado para llevar a cabo las AVD”.

Según la versión original del IB, las actividades básicas de la vida cotidiana a estudiar son:

- Alimentación
- Traslado de la silla de ruedas a la cama y regreso
- Aseo personal
- Uso del inodoro
- Bañarse / Ducharse
- Caminar sobre una superficie nivelada
- Subir y bajar escaleras
- Vestirse / Desvestirse
- Control de las heces
- Control de la orina

Las valoraciones tuvieron en cuenta las variables tiempo y cantidad de ayuda física requerida por el sujeto en cada una de las AVD. Las actividades mencionadas anteriormente, se puntuaron del 0 al 10, siendo 0 = Incapaz, 5 = Necesita ayuda y 10 = Independiente, con pequeñas variaciones según la AVD que se estudie. Se valoró de forma numérica, de 0 a 100, lo cual aportó una mayor facilidad para el manejo de los datos estadísticos.

El IB es un gran predictor de la mortalidad, ya que mide la discapacidad, la movilidad y el cuidado personal. En consecuencia, este índice es capaz de detectar un progreso positivo o negativo del estado funcional del sujeto.

### 3.3.4. INDICE FRAGIL VIG

Por otro lado, en los años 90 se demostró la utilidad de la VIG (valoración integral geriátrica) [17] está relacionada con la evaluación de la fragilidad de los ancianos. La VIG es una herramienta o metodología de diagnóstico global a todos los niveles asistenciales, está diseñado para identificar y cuantificar los problemas físicos, funcionales, psíquicos y sociales que pueda presentar el anciano. Los principales factores de riesgo son el envejecimiento biológico, las enfermedades agudas o crónicas, los factores de riesgo en cuanto a abusos y en cuanto a desuso. Los datos para recoger en la VIG fueron, todos ellos por un geriatra:

- Datos biomédicos, diagnósticos actuales y pasados.
- Datos farmacológicos, datos nutricionales.
- Datos psicológicos, cognitivos y emocionales.
- Datos funcionales, básicos e instrumentales.
- Datos sociales, capacidad social y sistemas de apoyo.

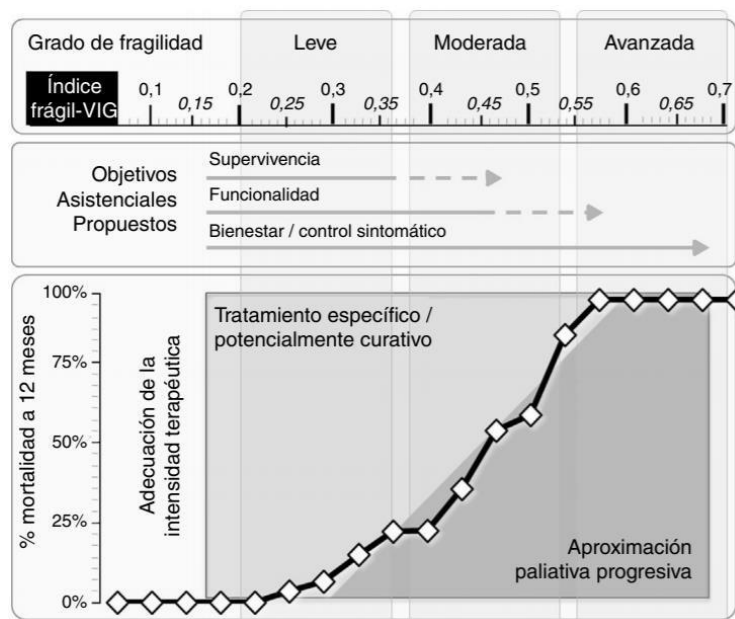
En la Escuela Universitaria de Enfermería, Fisioterapia y Podología de la Universidad Complutense de Madrid [18], entre 1999 y el año 2000, se realizó una búsqueda para definir “Anciano frágil”. La cual confirmó que la VIG era una de las herramientas imprescindibles para la actuación y el desarrollo de los cuidados en las personas mayores frágiles. Por otro lado, los elementos más destacados para la valoración de estos cuidados fueron:

- Comorbilidad, coexistencia de dos o más enfermedades en un mismo individuo.
- Polifarmacológica, consumo de dos o más medicamentos.
- Cronicidad, prolongación en el tiempo de una enfermedad sin probabilidad de cura.
- Incapacidad funcional, afectación de las actividades de la vida diaria.
- Presentación atípica de enfermedades, cuando los signos se manifiestan de manera distinta a como lo hacen en otras edades.
- Síndromes geriátricos, signos y síntomas de distintos procesos que se caracterizan por ser múltiples, de distinta etiología y que van a producir un progresivo deterioro funcional.

Se cree conveniente diferenciar a un anciano enfermo y un anciano frágil para poder distribuir los recursos de una manera eficaz y así, se facilite el desarrollo de los cuidados específicos a los más necesitados.

La universidad de Vic, en 2007, realizó un estudio observacional longitudinal prospectivo [20], aplicando la metodología STROBE, en el Hospital Universitari de Vic con 590 pacientes de la Unidad Geriátrica de Agudos con una edad media de 86.39 años, deterioro cognitivo, con condiciones crónicas avanzadas y con una mortalidad del 46.4% al año, sin utilizar criterios de exclusión. Las características estudiadas fueron la situación funcional, nutricional, cognitivo, emocional y social, y la presentación de síndromes geriátricos, síntomas graves y enfermedades.

En cuanto a los resultados, cabe destacar que, inicialmente, el 92.5% de los pacientes fueron frágiles. Mientras que, al cabo de 12 meses, se analiza la correlación entre la mortalidad y el índice de fragilidad según la VIG, encontrando diferencias muy significativas. Cabe destacar que existe una mayor correlación entre la fragilidad y la mortalidad (índice de concordancia del (0.83) que entre la edad y la mortalidad (índice de concordancia: 0.51).



Gráfica 3: Modelo conceptual que resume como el índice frágil-VIG facilita el diagnóstico situacional y la propuesta de objetivos asistenciales/adequación de la intensidad terapéutica. [20]

Los resultados de este estudio confirmaron que el IF-VIG (índices de fragilidad según la valoración geriátrica integral) es una herramienta sencilla respecto al contenido, rápida de administrar, con capacidad discriminativa según el diagnóstico situacional y predictiva de la mortalidad.

### **3.4. ESTUDIOS DE VARIABLES QUE INFLUYEN EN LA HGS**

En un estudio, se demostró que la posición del antebrazo tiene un efecto sobre la HGS en los hombres de Arabia Saudita. Mediante el uso de un dinamómetro Jamar, participantes cuyas edades oscilaban entre los 18 y los 84 años y, siguiendo el protocolo recomendado del ASHT se recogieron los datos de la fuerza de agarre. Los resultados mostraron que el agarre más fuerte se producía cuando el antebrazo estaba orientado en supinación, mientras que el más débil tenía lugar cuando estaba en posición de pronador [21]. Esto es consecuencia de las cambiantes relaciones mecánicas entre los músculos involucrados en el agarre a medida que se rota el antebrazo, lo cual muestra la necesidad de controlar la variable de posición del brazo en este tipo de proyectos.

Otro parámetro que también ha demostrado tener correlación con la fuerza de agarre es el índice de masa corporal (IMC). Una vez más, los datos se recogieron con un dinamómetro Jamar y utilizando hombres sanos entre 20 y 74 años como sujetos [22]. Se encontró que los individuos ancianos con un IMC normal (18,5 -24,9) mostraban correlaciones positivas con el HGS, mientras que los adultos de 20 - 70 años que tenían un IMC de 25 o más (con sobrepeso u obesidad), se correlacionaba con un HGS más débil.

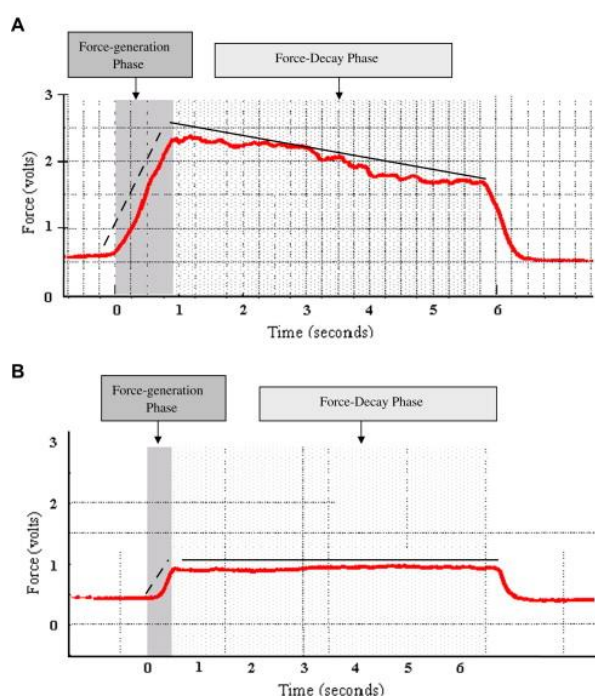
En un estudio, se seleccionó una muestra aleatoria de 360 sujetos que tenían 60 años o más, las especificaciones del protocolo siguieron las recomendaciones de la ASHT (excluyendo la retención del puntaje más alto de las pruebas para comparación), y el dinamómetro se calibró antes y durante las pruebas. Los resultados demostraron la importancia de medir la altura del sujeto y la circunferencia de la mano, ya que ambos, junto con la edad, son variables que pueden predecir la fuerza de agarre [23].

### **3.5. ESTUDIOS DE LA CURVA FUERZA-TIEMPO**

Con respecto al valor exacto del esfuerzo, existen varios estudios que han examinado la curva fuerza-tiempo producida por el esfuerzo máximo y mínimo [24]. El tiempo de mantenimiento de la empuñadura registrado es de 5 segundos, así como las mediciones de fuerza continua usando un Jamar computarizado. Al trazar la fuerza a lo largo del tiempo y examinar la curva, se determinó que un esfuerzo máximo presento un rápido aumento inicial que es más bien sostenido a lo largo de la

duración, y un esfuerzo mínimo que también mostró un rápido aumento inicial, pero fue seguido por un descenso constante.

La curva fuerza-tiempo es originalmente una evaluación para identificar el esfuerzo máximo o mínimo, ya que es una representación gráfica de la fuerza aplicada a lo largo de un período de tiempo durante un único ensayo. Se examinó la validez de las pendientes de la curva como indicativa del valor real del esfuerzo [25]. Mediante el uso de un dinamómetro especializado con un transductor de fuerza (Biopac Instruments), con un tiempo de prueba de 5 segundos, un intervalo de descanso de 30 segundos entre los ensayos, una pausa de 10 minutos entre los niveles de esfuerzo y siguiendo (principalmente) el protocolo recomendado establecido por la ASHT, ambas instancias de la curva, el esfuerzo máximo y el mínimo, se representaban de la siguiente manera:

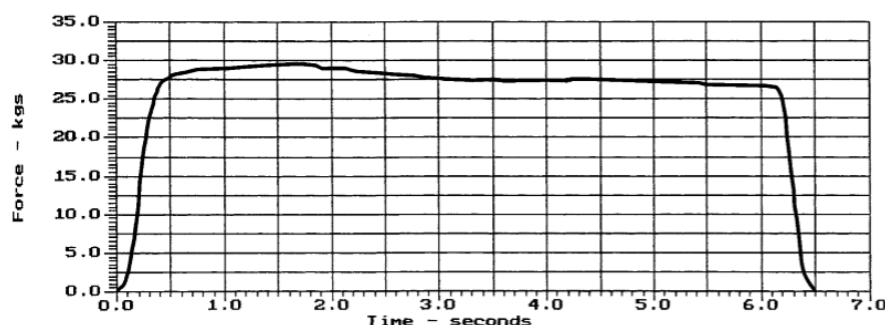


*Ilustración 5: Típica curva fuerza-tiempo del esfuerzo máximo (A) y del esfuerzo mínimo (B). [25]*

La fase de generación de fuerza se ilustra en la zona gris oscura, y la fase de decaimiento en la zona punteada. Se muestran las pendientes de referencia para la generación de fuerzas. Típicamente, la fase de generación de fuerza es más eficaz para detectar el valor real del esfuerzo en el caso de las mujeres, mientras que la fase de decaimiento es más eficaz en el caso de los hombres.

En cuanto a la duración de la prueba, se comprobó que una prueba de 6 segundos tenía una mayor fiabilidad independientemente de la variable género o de la mano, en contraste con una prueba de 10 segundos, que no tenía resultados tan

fiables como la primera [25]. Esta prueba se realizó utilizando el Dexter (Cedaron Medical Inc. USA), que es un sistema informático que incluye un dinamómetro Jamar, un transductor de fuerza y un convertidor analógico-digital. En cuanto a la muestra, se seleccionaron participantes jóvenes con una edad media de 25 años. En referencia al protocolo, se seleccionó la medición estandarizada por la ASHT y Mathiowetz.



*Gráfica 4: Curva de fuerza-tiempo para los 6 segundos del test. [25]*

La curva fuerza-tiempo tiene aproximadamente el mismo patrón para cada prueba de fuerza de agarre de la mano, en la que se puede apreciar un pico de fuerza al principio y luego disminuye progresivamente con el tiempo, independientemente de si la duración de la prueba fue de 6 o 10 segundos. En comparación, después de la marca de 5 segundos de la prueba, los sujetos pudieron mantener hasta el 85% de la fuerza máxima en la misma prueba [25].

De manera similar, Jeremy J. Davis también midió una curva fuerza-tiempo en un estudio utilizando un dinamómetro Jamar modificado digitalmente [26]. Esta modificación implicó la sustitución del dial analógico, que proporcionaría la medición en kilogramos, por un transductor de presión a voltaje, que se conectó a un medidor digital que proporcionaba una lectura continua del voltaje. Para trazar las curvas de fuerza, las lecturas de voltaje se capturaban a intervalos de 0,1 segundos y se transmitían a una computadora para su almacenamiento y análisis.

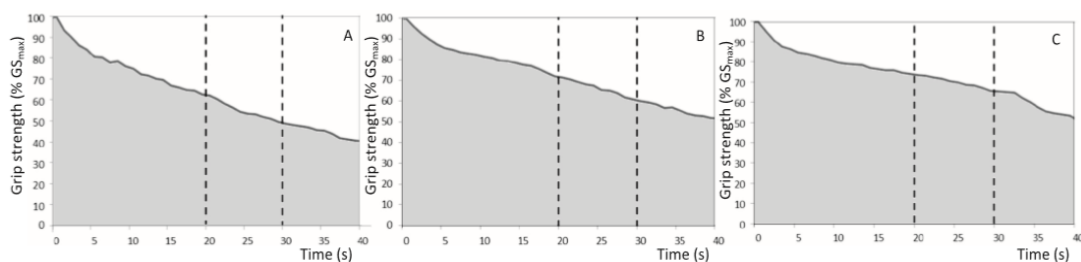
Junto con el autor mencionado anteriormente, Shechtman, Bhagwant Singh Sindhu realizó un estudio asociado a la pendiente de la curva fuerza-tiempo relacionado con el valor real del esfuerzo, pero esta vez, dirigido a participantes con lesiones en las extremidades superiores [27]. Se tomaron medidas utilizando un dinamómetro Jamar y siguiendo el protocolo recomendado por la ASHT. Los participantes fueron analizados en dos sesiones que consistían en 12 pruebas de agarre cada una, las pruebas duraron 6 segundos, con un intervalo de descanso de 1 minuto entre pruebas y 10 minutos entre la primera y segunda sesión.

Las pendientes de las curvas que muestran un esfuerzo máximo son considerablemente más pronunciadas que las que reflejan un esfuerzo mínimo, lo que permite identificarlas; sin embargo, se llegó a la conclusión de que, dado que los valores de sensibilidad y especificidad (esfuerzo mínimo real y esfuerzo máximo real, respectivamente) eran insuficientes, no bastaban para discernirlos con precisión, lo que significa que las pendientes no son suficientemente válidas para medir el valor real del esfuerzo en los participantes que presentan lesiones de las extremidades superiores, muy probablemente debido a que son protectores de su mano lesionada y, por lo tanto, ejercen sólo un esfuerzo mínimo.

Siguiendo la idea del valor real del esfuerzo, Petcharatana Bhuanantanondh, 2018 realizó un estudio en el que el objetivo era examinar si la fuerza de agarre medida en tres posiciones diferentes de la muñeca podía discernir con éxito entre el esfuerzo máximo y el mínimo [28]. La población analizada tenía una edad media de 26 años, las posiciones de las muñecas eran: neutra, flexión y extensión completas, también se utilizaron ambas manos. El dinamómetro utilizado era del Evaltech que se calibraba diariamente antes de la prueba, y el protocolo utilizado era estar de pie con los pies en el suelo, separados a lo ancho de los hombros con el resto siguiendo la recomendación de la ASHT.

Los resultados muestran que los valores de fuerza de agarre para las tres posiciones de la muñeca en la condición de esfuerzo máximo fueron significativamente mayores que los de la condición de esfuerzo mínimo. Esos resultados sugieren que la prueba de fuerza de agarre en tres posiciones de la muñeca puede diferenciar un esfuerzo máximo de un esfuerzo mínimo, lo que hace que esta prueba sea un posible detector del valor real del esfuerzo para los entornos clínicos. Se consultó otro estudio que tenía por objeto investigar las características de fuerza-tiempo durante un esfuerzo de agarre máximo sostenido, según la edad y la condición clínica [30] en el que se registró continuamente un agarre máximo sostenido utilizando un vigorímetro Martin modificado, en tres grupos de sujetos (pacientes de edad avanzada, control de edad avanzada y control joven). El protocolo seguido fue aprobado por el comité de ética local de conformidad con la Declaración de Helsinki, y consistió en la siguiente posición: hombro abducido y girado en forma neutral, codo flexionado a 90°, antebrazo en posición neutral y muñeca en ligera extensión (0 - 30°), y se anotó el más alto de 3 intentos.





*Gráfica 5: Representación de la fuerza de agarre durante 20 y 30 segundos. El área de gris corresponde al trabajo de agarre que es igual a  $TA = 0.75 * \text{Maxima fuerza de agarre} * \text{Resistencia a la fatiga}$ . [29]*

La figura anterior muestra la representación gráfica de la caída de la fuerza de agarre para los 3 grupos de participantes, donde A representa a los pacientes ancianos (de  $83 \pm 5$  años), B representa al grupo control anciano (de  $74 \pm 5$  años), y C representa al grupo control joven (de  $23 \pm 3$  años).

Los investigadores llegaron a la conclusión de que las características de fuerza-tiempo durante un esfuerzo de agarre máximo sostenido son significativamente diferentes según la edad y la condición clínica. El grupo A mostró un trabajo de agarre considerablemente menor que el del grupo B, que, a su vez, también muestra un TA (trabajo de agarre) significativamente menor que el del grupo C. Los pacientes ancianos se caracterizaron por una disminución bastante rápida del trabajo muscular durante la primera parte del agarre sostenido.

En cuanto al tiempo de reposo y sus efectos en las pruebas [31] se realizó un estudio en el que se analizaron estos efectos en asociación con el número de pruebas sobre la fuerza total e individual de los dedos en una tarea de agarre máximo. Los participantes eran 24 varones sanos (de  $24,7 \pm 1,3$  años), y la evaluación se realizó utilizando el sistema de medición de la fuerza de los dedos múltiples (MFDM), que puede medir las fuerzas de los dedos individuales y la fuerza total de agarre. Las señales de salida fueron recogidas por un NI DAQmx-6259 y presentadas en la pantalla por un programa LabVIEW hecho a medida. El protocolo utilizado fue el propuesto por la ASHT.





*Il·lustració 6: Components del sistema MFFM. A la esquerra el agarre i a la dreta LabVIEW. [30]*

La figura muestra el instrumento utilizado para la medición de la fuerza individual de los dedos y la fuerza total de agarre, así como la representación gráfica, donde se puede observar que es un resultado similar al de Orit Shechtman [24].

Para observar eficazmente los efectos de los diferentes períodos de descanso, se hicieron 20 ensayos en 4 grupos con diferentes intervalos (30s, 1-3 min) y se midió la fuerza de agarre utilizando la mano dominante. Los resultados de esta investigación muestran que cuando se disminuyó el tiempo de descanso, las reducciones de la fuerza total de agarre y la fuerza individual de los dedos tendieron a aumentar. La disminución media fue la más pequeña con un tiempo de reposo de 3 min, seguida de 2 min, 1 min y 30 segundos respectivamente.

La reducción según el número de ensayos demostró que cuanto mayor era el número de ensayos realizados, las reducciones tanto de la fuerza individual de los dedos como de la fuerza total de agarre aumentaron, demostrando así que un mayor tiempo de descanso mostrará un mayor valor de HGS.

### 3.6. VALORES MEDIOS

*Tabla 3: Valores promedio de HGS femenino [31]*

(years)			(95% CI)	(95% CI)	(95% CI)	(95% CI)
20–24	[5,7–9,11,16]	133	61.4 (51.0–71.8)	27.9 (23.1–32.6)	67.4 (58.9–75.8)	30.6 (26.7–34.4)
25–29	[5–7,10,16]	142	68.0 (59.9–76.0)	30.8 (27.2–34.5)	74.5 (65.1–83.9)	33.8 (29.5–38.1)
30–34	[5–7,10,16]	141	70.0 (64.0–75.9)	31.8 (29.0–34.4)	74.5 (63.8–85.1)	33.8 (28.9–38.6)
35–39	[5–7,10,16]	142	66.5 (56.9–76.1)	30.2 (25.8–34.5)	73.1 (63.0–83.3)	33.2 (28.6–37.8)
40–44	[5–7,10,16]	133	64.5 (54.0–74.9)	29.3 (24.5–34.0)	72.3 (61.7–82.9)	32.8 (28.0–37.6)
45–49	[5–7,10,16]	133	67.8 (56.8–78.8)	30.8 (25.8–35.7)	74.8 (63.7–85.9)	33.9 (28.9–39.0)
50–54	[5–7,10,16]	116	63.4 (52.9–73.9)	28.8 (24.0–33.5)	68.2 (58.8–77.5)	30.9 (26.7–35.2)
55–59	[5–7,10,14,16]	123	60.0 (54.3–65.1)	27.2 (24.6–29.5)	66.0 (58.1–74.0)	29.9 (26.4–33.6)
60–64	[5,7,8,10,12,16]	132	50.6 (41.0–60.1)	23.0 (18.6–27.3)	57.1 (48.9–65.3)	25.9 (22.2–29.6)
65–69	[5,7,8,11–13,16]	118	50.4 (43.1–57.7)	22.9 (19.6–26.2)	56.5 (49.6–63.4)	25.6 (22.5–28.8)
70–74	[5,7–9,11–13,16]	166	49.5 (42.1–56.8)	22.5 (19.1–25.8)	53.4 (45.6–61.3)	24.2 (20.7–27.8)
75+	[5,7–9,11–13,15,16]	361	36.1 (32.3–40.0)	16.4 (14.7–18.1)	39.6 (35.3–43.9)	18.0 (16.0–19.9)

*Tabla 2: Valores promedio de HGS masculino [31]*

Consolidated grip strength reference values for males

Age range (years)	Source references	Total subjects (n)	Left (lb) mean (95% CI)	Left (kg) mean (95% CI)	Right (lb) mean (95% CI)	Right (kg) mean (95% CI)
20–24	[5,7–9,11,16]	134	104.6 (85.5–123.6)	47.4 (38.8–56.1)	117.6 (99.6–135.6)	53.3 (45.2–61.5)
25–29	[5,7,10,16]	149	110.2 (90.5–129.9)	50.0 (41.1–58.9)	119.0 (97.7–140.3)	53.9 (44.3–63.6)
30–34	[5,7,10,16]	120	108.4 (89.1–127.6)	49.2 (40.4–57.9)	116.4 (97.2–135.6)	52.8 (44.1–61.5)
35–39	[5,7,10,16]	117	113.7 (97.1–130.8)	51.6 (44.0–59.3)	117.6 (97.0–138.1)	53.3 (44.0–62.6)
40–44	[5,7,10,16]	111	109.7 (93.7–125.8)	49.8 (42.5–57.1)	119.4 (103.9–135.0)	54.1 (47.1–61.2)
45–49	[5,7,10,16]	110	107.4 (88.9–126.0)	48.7 (40.3–57.2)	111.1 (93.7–128.5)	50.4 (42.5–58.3)
50–54	[5,7,10,16]	100	99.7 (86.8–112.7)	45.2 (39.4–51.1)	111.4 (97.4–125.4)	50.6 (44.2–56.9)
55–59	[5,7,10,16]	100	90.4 (74.3–106.6)	41.0 (33.7–48.4)	97.2 (80.9–113.4)	44.1 (36.7–51.4)
60–64	[5,7,8,10,16]	120	85.4 (73.7–97.1)	38.7 (33.4–44.0)	92.0 (81.1–103.0)	41.7 (36.8–46.7)
65–69	[5,7,8,16]	82	84.3 (70.6–97.9)	38.2 (32.0–44.4)	91.9 (78.1–105.7)	41.7 (35.4–47.9)
70–74	[5,7–9,11,16]	120	79.9 (66.9–92.9)	36.2 (30.3–42.1)	84.3 (70.5–98.0)	38.2 (32.0–44.5)
75+	[5,7–9,11,15,16]	217	65.6 (54.7–76.4)	29.8 (24.8–34.7)	61.7 (55.2–68.4)	28.0 (22.7–31.0)

Una vez completadas las observaciones relativas a los valores máximos de HGS y las variaciones en los protocolos, también sería interesante abordar los valores medios de HGS. En función de lo que se vaya a hacer y de los objetivos de una determinada investigación, estos valores pueden ser necesarios para establecer un terreno común válido para la comparación, o si hay que tomar decisiones informadas sobre la normalidad de la situación de un individuo en relación con la población. Los promedios, según un análisis realizado por Richard W. Bohannon [31], son:

En las tablas anteriores se muestran los resultados del análisis, en los que ambos grupos se dividen por edad, y valores medios de fuerza de la izquierda y la derecha (tanto en libras como en kilos), mostrando también los mínimos y máximos obtenidos de cada uno.

En referencia a la idea anterior, Haidar S. G., realizó un estudio en el que se comparó el valor máximo de HGS con el promedio de tres mediciones consecutivas de la fuerza de agarre [32]. La población estaba formada por cien voluntarios sanos. Para cada mano se obtuvieron dos valores medios y máximos. Los resultados mostraron que ambos métodos de evaluación del agarre son altamente consistentes, sin diferencias estadísticamente significativas.

Un valioso recurso que podría ser de gran ayuda al intentar evaluar las señales de HGS en las personas mayores es una escala que determina en qué punto de fragilidad se encuentra actualmente la persona [33]. Esto podría resultar especialmente útil cuando se pruebe un mayor número de sujetos para un estudio comparativo, sobre todo si se desea extraer y correlacionar características.

## **4. MÉTODO DEL ESTUDIO**

### **4.1. POBLACIÓN**

Este estudio se dirige a la población anciana de más de 70 años que forman parte del Consorci Sanitari del Garraf, que está conformado por el Hospital Sant Antoni Abat (Vilanova i la Geltrú) y el Hospital Residencia Sant Camil – Seu (Sant Pere de Ribes), y a la residencia Casa d'Empara (Vilanova i la Geltrú).

A los participantes que sean considerados aptos para este estudio se les proporcionará una hoja de información para el paciente (ver Anexo 2). Además, deberán rellenar el formulario de consentimiento informado (ver Anexo 3). Un investigador se encargará de explicar el propósito del estudio, los procedimientos, posibles riesgos o beneficios i las responsabilidades. No existe límite de tiempo para leer y analizar la documentación la información aportada. Así mismo, el investigador se encargará de resolver todas las dudas de los participantes. Por último, se evaluará la capacidad del sujeto para cumplir con los requisitos de seguimiento.

La muestra de pacientes se determina mediante un proceso de selección por conveniencia entre las personas que reciben los servicios sanitarios prestados por las entidades colaboradoras con el PECT. Dicha muestra se estratifica según el grado de fragilidad obtenido a partir de los cuestionarios respondidos por cada paciente, indicando así valores de índices de fragilidad como el VIG o el criterio de fragilidad de Fried.

A cada participante se le asignará un estrato u otro en función de los siguientes criterios hasta obtener una muestra de 50 ancianos.

Estrato 1 – Robusto:

- Ningún criterio de fragilidad de Fried
- Índice frágil – VIG < 0,2

Estrato 2 – Pre-frágiles:

- No incluidos en el resto de los estratos

Estrato 3 – Frágiles:

- 3 o más criterios de fragilidad de Fried
- Índice frágil – VIG > 0,5

#### **4.1.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN**

Una vez terminada la asignación y clasificación de los sujetos a cada estrato, se procede a evaluar otros criterios que determinarán si finalmente forman parte de la muestra o no. Dichos criterios de inclusión serán los siguientes:

1. Edad por encima de los 70 años.
2. Capacidad para leer y escribir suficiente para contestar cuestionarios.
3. Dispuesto a participar en el estudio (firmando el consentimiento) y desee cooperar en todas sus partes, aceptando las normas de rendimiento y procedimientos establecidos previamente.

Por otro lado, los criterios que proceden a la exclusión de los participantes son los enunciados a continuación:

1. Abuso del alcohol y/o drogas.
2. Cualquier tipo de afectación neurológica u osteoarticular que afecte a la mano dominante que limite su fuerza o altere su transferencia. (Parkinson, artrosis, ictus...).
3. Estar participando en otro ensayo clínico.
4. Incapacidad para comprender plenamente los riesgos y beneficios del estudio y dar su consentimiento informado.
5. Imposibilidad de cooperar con los procedimientos del estudio.

## 4.2. EQUIPO

### 4.2.1. DINAMÓMETRO DE MANO

Un dinamómetro es un instrumento que sirve para medir la fuerza o para calcular el peso de algunos objetos. Isaac Newton inventó el dinamómetro tradicional y basa su funcionamiento en el estiramiento de un muelle (resorte) siguiendo la ley de elasticidad de Hooke en el rango de medición. Mientras que un dinamómetro de mano es diseñado especialmente para medir la fuerza de agarre en manos de personas de todas las edades.

El dispositivo con el que se ha realizado este estudio es un dinamómetro de mano Constant modelo EH101 – 90 kg modificado. Dicha modificación consiste en poder registrar la medida de la evolución temporal de la señal de la fuerza ejercida, así como la fuerza de pico. Todo el circuito electrónico ha sido remplazado por uno diseñado y fabricado en el CETpD, mientras que el resto del modelo, es decir, el diseño mecánico sigue siendo el original. Este circuito se basa en la extensometría y, por tanto, el tratamiento de una señal eléctrica.

*Ilustración 7: Dinamómetro Constant modificado y no modificado*



Dicho circuito implementado en el modelo es la UMI (Unidad de Medición Inercial) para lograr un monitoreo de los pacientes a largo plazo.

*Ilustración 8: Dinamómetro Deyard modificado*



Por otro lado, esta modificación permite controlar el encendido y apagado del dinamómetro, la activación y terminación de recogida de datos gracias a un interruptor, permite iniciar la medida y nombrar las muestras (por Bluetooth desde una aplicación de un dispositivo inteligente), la comunicación del contenido con la tarjeta microSD, la carga de la batería, todo ello para conseguir que la medición de la fuerza realizada [kg] se realice función del tiempo [s]. Estos datos serán graficados y tratados con el Software Matlab.



*Ilustración 9: Parte superior del dinamómetro*

## **CALIBRACIÓN**

Al usar tres dinamómetros modificados, fue necesaria una calibración para establecer una precisión aceptable de las medidas. Para este proceso, se utilizaron una serie de pesos calibrados de laboratorio de 5 kg cada uno, el rango utilizado fue de 5 kg a 35 kg, razonable a juzgar del promedio de HGS de la población anciana, con incrementos de 5 kg.

Durante este proceso, el dinamómetro se sostuvo mediante dos barras metálicas sobre las que se apoyó la carcasa del dinamómetro tal y como se muestra en la siguiente figura. Dichas barras estaban empotradas a una estructura para ensayos de fuerza con forma de L, y a una altura suficiente para permitir colgar de la maneta de agarre del dinamómetro los pesos calibrados mediante las correas.

*Ilustración 10: Sujeción del dinamómetro 3 durante su calibración*



Al mango se ató una correa rígida que, a su vez, se unía a una plataforma metálica para acoger los pesos de 5 kg (ver siguiente figura). La plataforma fue pesada durante la recogida de datos para conseguir el cero antes de colocar la primera pesa calibrada. El peso de la plataforma fue 731,7 gramos.



### *Il·lustració 11: Mètode de calibració*

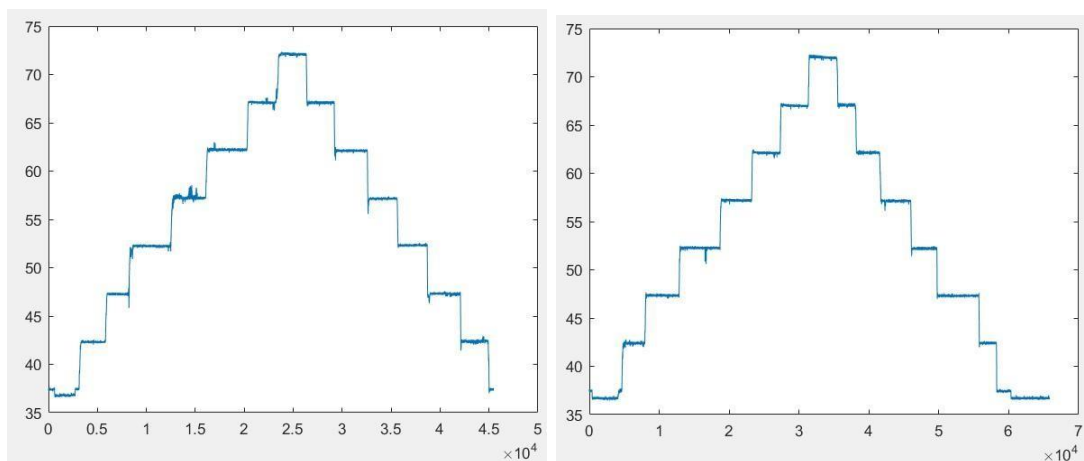


Se realizaron dos curvas de calibración por dinamómetro y se promediaron los resultados.

Las curvas de calibración de cada dinamómetro se analizaron con Matlab (ver Anexo 6) para verificar la precisión de estos en la medida de fuerzas de dicho rango. A continuación, será explicado brevemente el proceso que se ha seguido para conocer la curva de calibración del dinamómetro 1.

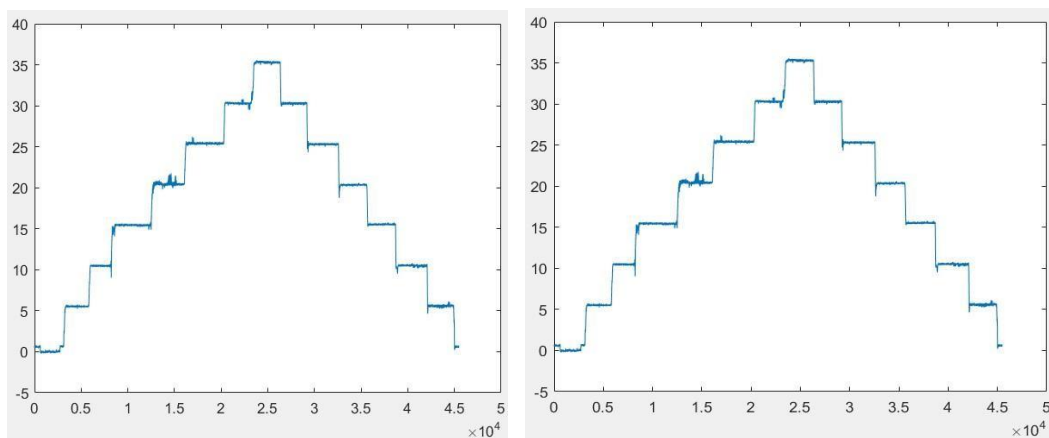
Al cargar las dos señales medidas en el programa de Matlab y convertirlas en curvas de tiempo, teniendo en cuenta la ganancia del amplificador; dan lugar a las dos siguientes gráficas dónde se puede observar que se necesita valorar el offset para que estas gráficas tengan un cero absoluto en el momento que no se esté aplicando ninguna fuerza.





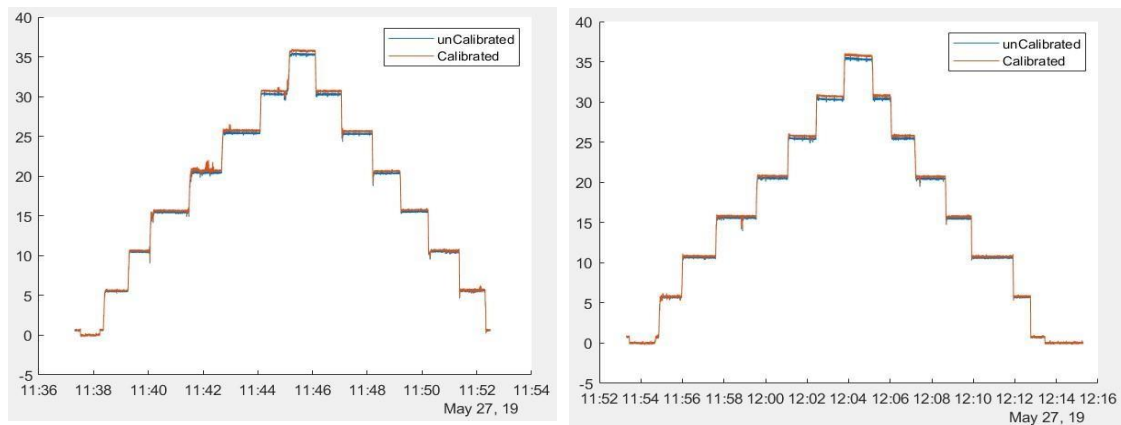
Gráfica 6: Señales iniciales del D1 (eje X: tiempo [puntos], eje Y: fuerza [kg])

El offset es la media de los puntos situados en el escalón que se ha creado cuando el dinamómetro no soportaba fuerza, es decir, cuando no estaban colocados los pesos y el soporte. En el siguiente par de gráficas, se tiene en cuenta el offset de cada una de las señales.



Gráfica 7: Señales valorando el offset del D1 (eje X: tiempo [puntos], eje Y: fuerza [kg])

Mediante el método de los mínimos cuadrados de la curva de los pesos reales y la curva de medias de los escalones de ambas curvas, se encuentra la recta de calibración para cada uno de los dinamómetros. En las últimas gráficas siguientes, se observa la comparación de la señal sin calibrar y calibrada al aplicar este método.

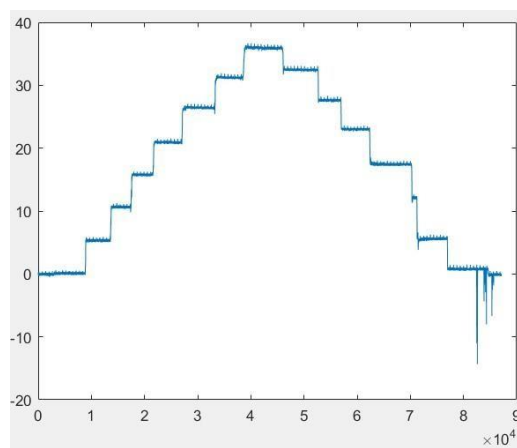


Gráfica 8: Gráficas de las señales calibradas y no calibradas superpuestas D2 (eje X: tiempo [hora], eje Y: fuerza [kg])

En este caso, la recta de calibración del dinamómetro 1 es:

$$x = 1,0123 y + 0,0207$$

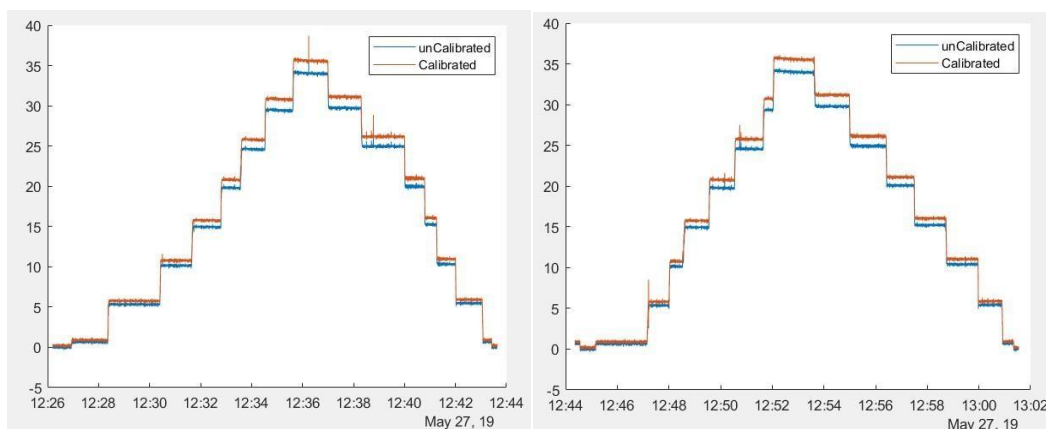
En cuanto al dinamómetro 2, siguiendo el mismo método que se ha explicado anteriormente, al cargar la primera de las señales del dinamómetro en el programa y valorando el offset, se plotea la siguiente gráfica:



Gráfica 9: Primera señal valorando el offset del dinamómetro 2 (eje X: tiempo [puntos], eje Y: fuerza [kg])

Como se observa en los escalones finales de la gráfica anterior, se ha encontrado una irregularidad debido a un posible fallo en el sensor, por ello se ha desestimado la curva de calibración del dinamómetro 2.

Mientras que las dos señales del dinamómetro 3, se han cargado siguiendo el método explicado y no se ha encontrado ninguna anomalía. A continuación, se muestran las dos gráficas de las dos señales calibradas y no calibradas superpuestas.



Gráfica 10: Gráficas de las señales calibradas y no calibradas superpuestas D3 (eje X: tiempo [hora], eje Y: fuerza [kg])

La recta de calibración del dinamómetro 3 es:

$$x = 1,0391 y + 0,2317$$

#### 4.2.2. TARJERAS MICRO SD

La tarjeta MicroSD corresponde al formato de tarjeta de memoria flash, es decir, que permite la escritura de múltiples posiciones de memoria en la misma operación.

Cada uno de los dinamómetros de mano modificado consta de su tarjeta de memoria, para adquirir las señales reales y, así, transferirlas al ordenador para realizar el correspondiente estudio.

#### 4.2.3 APLICACIÓN ANDROID

Se ha diseñado una aplicación ad-hoc para los dispositivos Android. Esta aplicación permite el control del dinamómetro modificado, con una conexión por Bluetooth entre el dispositivo y el dinamómetro de mano, sincronizando el número de paciente y la fecha/hora de la medición, al igual que activar el inicio y el final de la realización de la medida.

### **4.3. FORMACIÓN DE INVESTIGADORES**

Los investigadores principales y los coinvestigadores recibieron una sesión teórica de 1 día, sobre las guías e instrucciones de todos los instrumentos y las preguntas del Cuaderno de Recogida de Datos.

### **4.4. PROCEDIMIENTO**

El estudio comenzó tras conseguir la aprobación del Comité Ético de Investigación y de las autoridades, como son las autoridades de los centros seleccionados. El periodo de reclutamiento será el siguiente paso, después de la aprobación por el CEI, aunque permanecerá abierto hasta el final del estudio.

El estudio fue realizado en una única visita donde se aplicaron los criterios de inclusión generales y se añadió a cada participante al estrato correspondiente. Si el aspirante era incluido en el estudio, se recogerían los cuestionarios propios: Datos de identificación personal y variables sociodemográficas.

A continuación, se estudiaron las siguientes escalas de evaluación: Criterios de Fried [8], Índice frágil – VIG [17], escala de Barthel [16] y la escala de Lawton – Brody [19]; respondiendo a las preguntas correspondientes o realizando las pruebas necesarias. Destacando la medición de la fuerza mediante un dinamómetro de mano, por la importancia dada en este estudio.

Esta prueba se realiza con el sujeto sentado en una silla con el antebrazo colocado en la parte superior de la pierna en posición neutral, los pies firmes en el suelo a la distancia del ancho de los hombros y el hombro aducido rotado neutralmente. El investigador le indica al paciente como funciona correctamente el dinamómetro y se lo coloca en la mano dominante, manteniéndolo perpendicular a la pierna.

*Il·lustració 12: Ejemplo de de posición corporal para la prueba.*



Para comenzar a medir a cualquier sujeto con el dinamómetro, se deben seguir los siguientes pasos:

1. Encender el interruptor que hay en el compartimento de las baterías con el interruptor del sistema a 0.
2. Encender el interruptor del sistema que se encuentra en el “añadido” que tiene el dinamómetro, el interruptor debe estar en la posición 1.
3. Esperar a que el led de la parte superior parpadee en blanco.
4. Comprobar que el Bluetooth del sensor está en marcha, gracias al teléfono móvil, y encender la aplicación “PECT\_Dinamometro”.
5. Pulsar ESCANEA y, a ser posible, esperar a que aparezca la señalización de detectado (tres rayas de potencia de señal) al lado del símbolo de Bluetooth del dinamómetro que se va a utilizar.
6. Seleccionar el dispositivo del dinamómetro.
7. Escribir un ID que sea el número correlativo según el orden de las pruebas. (no símbolos, únicamente números).
8. Pulsar START (cuando el paciente esté colocado en la posición correcta).
9. Esperar a iniciar la prueba a que el led parpadee en verde (darle la señal al paciente para que comience la prueba).

En cada prueba el sujeto ejerce el máximo de fuerza de agarre posible medido por el dinamómetro de mano y la mantiene durante 6 segundos, se realizan tres repeticiones de este proceso. Entre cada una de las repeticiones se debe descansar, al menos, 1 minuto. El investigador debe animar al sujeto a realizar el máximo de fuerza al igual que explicar el proceso de medición y responder a cualquier duda del paciente.

Todos los datos recogidos han sido archivados en el Cuaderno de Recogida de Datos de cada paciente (ver Anexo 4). Es un documento impreso que ha sido diseñado para transmitir al investigador toda la información requerida en el protocolo para cada sujeto del ensayo clínico. Donde aparecen el número de identificación del paciente, la justificación de los cuadernos de inclusión y exclusión, los estudios de los criterios de fragilidad de Fried, las características de la Escala de Barthel, de la Escala de Lawton y Brody y del Índice Frágil -VIG y, por último, las indicaciones a seguir por el entrevistador, en este caso, los geriatras, para realizar las pruebas de la medición de la fuerza. Ninguna de las casillas debe dejarse en blanco, se debe indicar: NA (No aplicable) o ND (No disponible).

Se considera que el estudio ha finalizado cuando los participantes han realizado la visita completa.

#### **4.5. CONFIDENCIALIDAD**

En todos los informes y comunicaciones relacionados con los participantes del estudio, se identifica al sujeto por su número de caso. El investigador completará la identificación del sujeto en un documento confidencial archivado bajo medidas adecuadas de seguridad con acceso restringido.

Se han tenido en cuenta todas las normativas existentes de confidencialidad en el Reglamento Estatal, como es la ley orgánica 15/1999, del 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal (LOPD) [34] y en el Reglamento General 2016/679 de Protección de Datos (RGPD) [35], una actualización de la anterior aprobada por el Parlamento Europeo y el Consejo el 27 de abril de 2016.

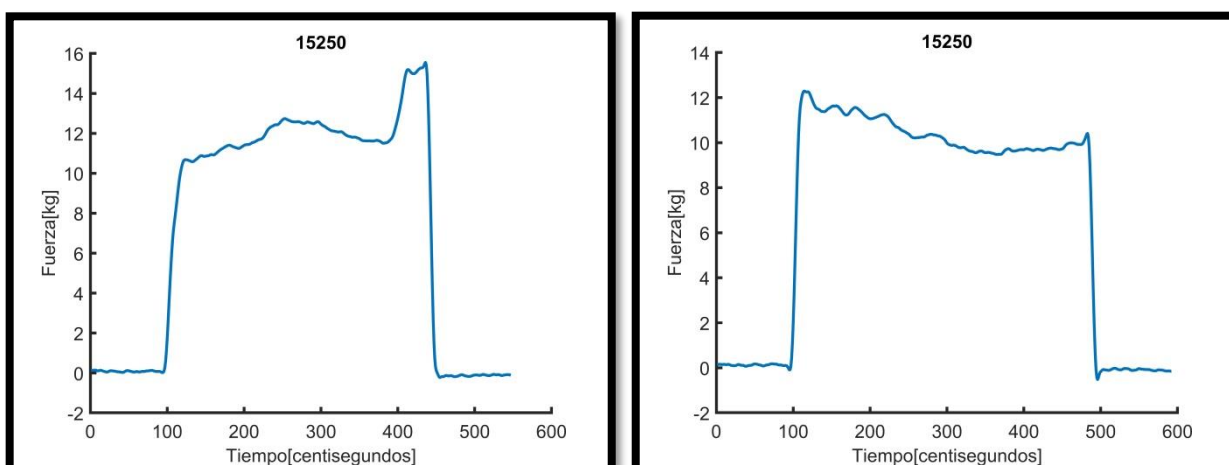
## 5. ANÁLISIS DE DATOS

Como se ha explicado anteriormente, para poder adquirir una señal adecuada es necesario seguir correctamente el protocolo clínico (ver Anexo 1), asegurando que el paciente haya entendido las pautas a seguir y corrigiéndolos si es oportuno.

Al disponer de todas las señales (tres por cada paciente), se inserta la tarjeta de memoria en el ordenador para ejecutar MATLAB, que adquiere la señal, ésta es filtrada y se comprueban que son válidas para analizarlas. En la tabla 1 del Anexo 5, se puede observar el ID (número identificativo) de cada uno de los pacientes, el número de dinamómetro que se ha utilizado para la prueba, el IMC (índice de Masa Corporal) y sexo del sujeto. Todas las gráficas o señales generadas se encuentran en el Anexo 8.

En total se testaron 50 sujetos, sin embargo, dos de ellos tuvieron que ser descartados más adelante. En el mundo del análisis de datos se les denomina **outliers** o valores atípicos a las observaciones que son numéricamente distantes del resto de los datos. En este caso los valores de las características que presentaban dichos pacientes distaban del rango de normalidad del resto. Eran valores extremos que afectaban a los resultados y no eran representativos.

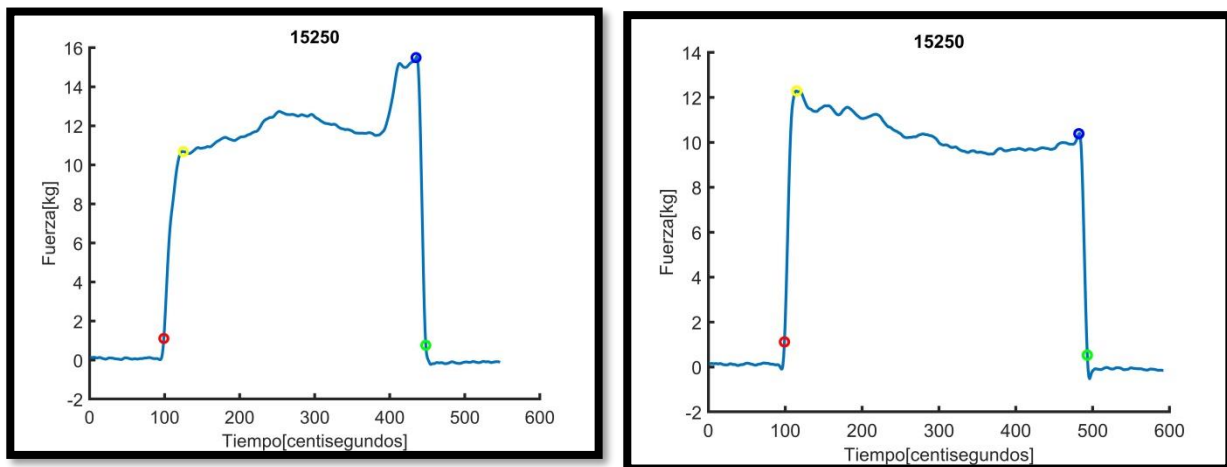
De este grupo se ha seleccionado el paciente número ID 15250 para el análisis de las señales. En el eje X se muestran los puntos de tiempo de Matlab, estos se representan en centisegundos ( $s \cdot 10^{-2}$ ), mientras que la fuerza en kg se presenta en el eje Y.



Gráfica 11: Señales filtradas del paciente 15250



Observando las señales, se pueden definir tres fases diferenciadas, por lo que todas ellas van a ser divididas en tres secciones: apriete, mantenimiento y decaimiento, en ellas se estudiarán diferentes características.



*Gráfica 12: Señales filtradas con sus respectivos puntos de sección del paciente 15250*

Para encontrar cada uno de los puntos de división de sección, se ha creado una función en Matlab (ver Anexo 7.1). Cada uno de los puntos se ha hallado de una manera diferente: el punto inicial (marcado en rojo en la gráfica 12) debe ser mayor a 3,1kg en la señal calibrada además de ser el máximo de la tangente de esta señal, el segundo punto (marcado en amarillo) es el primer punto en el que cambia el signo de derivada de una señal smoothheada por 15 puntos, al igual que el tercer punto (azul), pero este es el último mínimo y, el último punto sigue el mismo método que el primero aunque en otro rango.

Después de localizar los puntos de corte de secciones, se puede fraccionar la gráfica en las fases mencionadas anteriormente:

- Fase de apriete: desde el punto inicial al punto 2.
- Fase de mantenimiento: desde el punto 2 al punto 3.
- Fase de decaimiento: desde el punto 3 hasta el punto final.

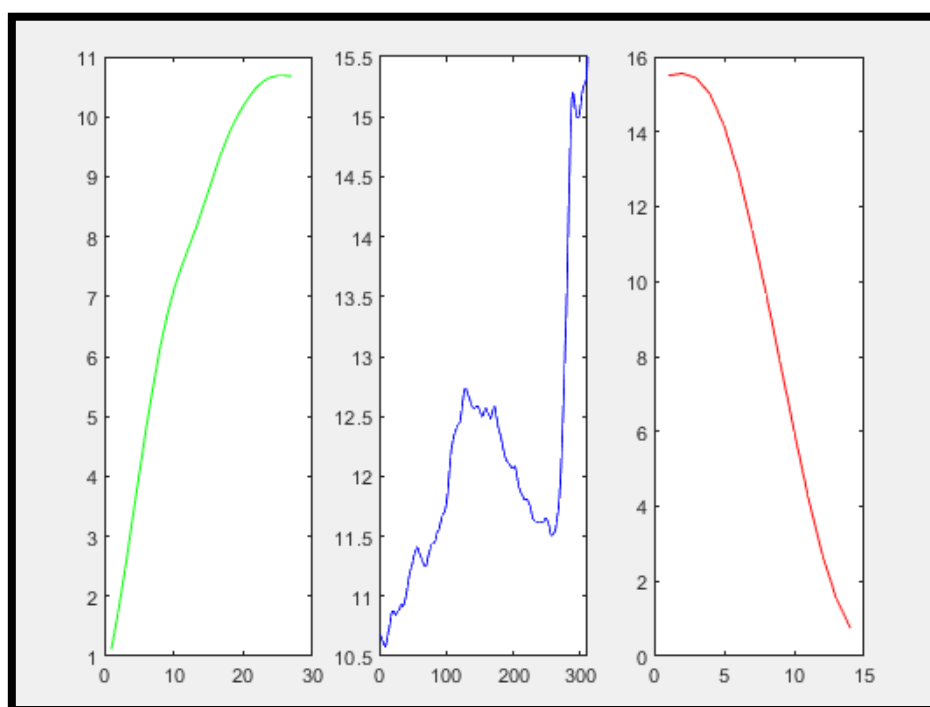


En la siguiente gráfica, se ha creado un esquema simplificado de la división de las señales.

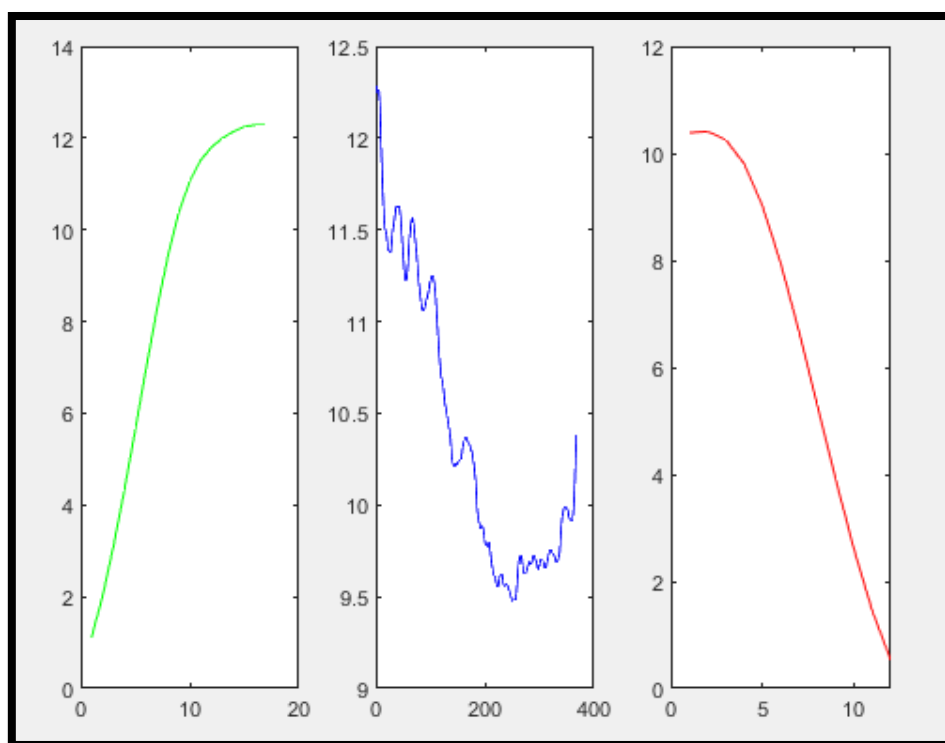
*Ilustración 13: Esquema explicativo de la composición de las señales*



A continuación, podemos ver las señales de nuestro paciente seleccionado, en este caso separada por fases de apriete, mantenimiento y decaimiento de izquierda a derecha.



*Gráfica 13: Señal 1 dividida por fases*



Gráfica 14: : Señal 2 dividida por fases

## 5.1. CARACTERÍSTICAS

A continuación, se explicarán las diferentes características que han sido estudiadas en cada una de las señales. Debido a la representación gráfica de las fases, en cada una de ellas se han analizado unas características diferentes. En concreto, la fase de apriete y la de decaimiento están representadas mediante rectas con una pendiente cercana a 1. En cambio, la pendiente de la recta de la fase de mantenimiento es aproximadamente 0.

Tras el cálculo de los cuatro puntos característicos que se obtienen de cada señal, tuvimos que elaborar un método mediante el cual pudiésemos obtener tan solo un resultado teniendo en cuenta las más de una señal de cada paciente. Por este motivo se realizaron tres métodos de obtención, en primer lugar, se calculó la media aritmética de los valores de las características, en segundo lugar, se seleccionó a partir del valor máximo de estos y por último se trabajó obteniendo el mínimo de los valores (ver Anexo 5).

Por otro lado, para realizar un buen análisis de datos se calcularon todas las características teniendo en cuenta una a una todas las señales (ver Anexo 5) para poder valorar y evaluar resultados.

Estas características han sido extraídas por un script de Matlab diseñado especialmente para esta función, se puede encontrar en el Anexo 7.2.

A continuación, se muestran las diferentes características o funciones que se extraen a partir de la curva fuerza-tiempo generada a través de la prueba de agarre manual.

### 5.1.1. TIEMPO DE FASE DE MANTENIMIENTO

Este concepto hace referencia al periodo de tiempo en el que el sujeto es capaz de sostener la fuerza máxima una vez alcanzada la fuerza pico. En otras palabras, tras alcanzar la fuerza máxima se determina el intervalo de tiempo durante el cual, el sujeto puede mantener la fuerza máxima con pequeñas oscilaciones. El punto que determina el final del intervalo es el inicio del descenso de la señal, marcando, a su vez, el comienzo de la fase de decaimiento. A partir de este parámetro se pueden encontrar indicadores de la resistencia que posee el participante. A continuación, se muestra en la tabla 4 un ejemplo con el paciente 15250 de los resultados de la característica hablada en las dos pruebas realizadas.

*Tabla 4: Ejemplo resultados Tiempo de la fuerza de mantenimiento del paciente 15250*

<i>FileName</i>	TIEMPO (CENTISEGUNDOS)	TIEMPO (s)
15250 (1)	311	3,11
15250 (2)	368	3,68

### 5.1.2. FUERZA MEDIA

Dicho término hace referencia al valor medio de la fuerza que ejerce el sujeto durante la fase de mantenimiento. En las pruebas realizadas, se obtiene el valor en el rango de mantenimiento para lograr averiguar el valor medio de la fuerza máxima en cada una de las señales. El valor medio puede ser una característica valiosa para tener en cuenta al realizar un estudio de HGS, ya que nos aporta información del rango de fuerza que cada sujeto en cuestión es capaz de dar. A continuación, se

muestra en la tabla 5 un ejemplo con el paciente 15250 de los resultados de la característica hablada en las dos pruebas realizadas.

*Tabla 5: Ejemplo resultados de la fuerza del paciente 15250*

<i>FileName</i>	FUERZA (kg)
15250 (1)	12,12
15250 (2)	10,37

### 5.1.3. AMPLITUD DE LA FUERZA

La amplitud de la fuerza es la diferencia entre la fuerza máxima y la fuerza mínima en la fase de mantenimiento. A partir de los datos registrados en esta fase se calcula la diferencia entre el valor máximo y el mínimo. De esta manera podemos extraer información sobre si la persona puede tener dificultades para mantener un rango de fuerza, ya que, si la amplitud es mayor significaría que el paciente tiene mayores dificultades para sostener la fuerza máxima alcanzada previamente. A continuación, se muestra en la tabla 6 un ejemplo con el paciente 15250 de los resultados de la característica hablada en las dos pruebas realizadas.

*Tabla 6: Ejemplo resultados de Amplitud del paciente 15250*

<i>FileName</i>	AMPLITUD (kg)
15250 (1)	4,9
15250 (2)	2,8

### 5.1.4. DESVIACIÓN DE LA FUERZA

Se trata de la desviación estándar que cuantifica la dispersión de la fuerza. Un valor de desviación bajo implica que la mayor parte de los puntos registrados por la señal tienden a estar agrupados cerca de la fuerza media, mientras que una desviación estándar alta indica que los puntos se extienden sobre un rango de valores más amplio. A partir de esta característica podemos determinar la estabilidad del

sujeto a la hora de ejercer la fuerza o incluso nos podría dar información acerca de alguna patología relacionada con espasmos musculares, deficiencias o discapacidad en la movilidad de las extremidades superiores. A continuación, se muestra en la tabla 7 un ejemplo con el paciente 15250 de los resultados de la característica hablada en las dos pruebas realizadas.

*Tabla 7: Ejemplo resultados de Desviación de la fuerza del paciente 15250*

<i>FileName</i>	DESVIACIÓN
15250 (1)	1,13
15250 (2)	0,78

### 5.1.5. FUERZA MÁXIMA

Se denomina fuerza máxima a la mayor fuerza que puede ejercer un grupo de músculos mediante una contracción voluntaria. El valor máximo de la fuerza de agarre manual proporciona una idea de cuánta fuerza es capaz de aplicar una persona siguiendo el protocolo de actuación establecido para la prueba. Aunque sea el mismo sujeto, el punto en el que se ejerce la fuerza máxima puede ser diferente. Dicho concepto nos puede ayudar a conocer tanto el nivel de explosividad como la fuerza que posee el participante. En este caso se muestra a continuación, en la tabla 8 un ejemplo con el paciente 15250 de los resultados de las características de fuerza máxima y instante de la fuerza máxima en las dos pruebas realizadas.

*Tabla 8: Ejemplo resultados de la fuerza máxima y el instante de tiempo cuando se ejerce del paciente 15250*

<i>FileName</i>	FUERZA MAXIMA (kg)	INSTANTE FUERZA MAXIMA (s)
15250 (1)	15,55	4,36
15250 (2)	12,28	1,14

### 5.1.6. PENDIENTES

Se denomina pendiente a la inclinación de un elemento lineal, natural o constructivo respecto de la horizontal. La inclinación de la señal indica la capacidad del paciente para ejercer la fuerza en un periodo de tiempo determinado. Existen dos pendientes claras en cada una de las señales, la pendiente de subida y la de bajada, es decir, la de la fase de apriete y la de decaimiento de la fuerza.

En la fase de generación de fuerza, una pendiente más pronunciada podría significar una mayor capacidad para ejercer una mayor fuerza en menor tiempo; mientras que, en la fase de decaimiento, podría indicar una dificultad para sostener la fuerza en un periodo de tiempo prolongado. A continuación, se muestra en la tabla 9 un ejemplo con el paciente 15250 de los resultados de las pendientes de subida y bajada de las dos pruebas realizadas.

*Tabla 9: Ejemplo resultados de la pendiente de subida y bajada del paciente 15250*

<i>FileName</i>	PENDIENTE SUBIDA (kg/centisegundos)	PENDIENTE BAJADA (kg/centisegundos)
15250 (1)	1,26	1,03
15250 (2)	1,16	1,02

### 5.1.7. ÁREA DE LA SEÑAL

El área de una superficie es igual a la integral de las funciones que la delimitan en un intervalo  $[a, b]$ . El área, en este caso, se estudia desde el punto de apriete inicial hasta el punto final de la señal. Cabe mencionar que la información que aporta esta característica es la capacidad para ejercer más o menos fuerza, es decir, a mayor área los datos resultantes del resto de características se comportan de forma positiva e interesante de manera que por ejemplo las pendientes tanto de subida como de bajada se vuelven más pronunciadas o el intervalo de tiempo de la fase de mantenimiento se incrementa considerablemente.

### 5.1.8. KURTOSIS Y SKEWNESS

La Kurtosis es un valor que indica una mayor concentración de muestras de datos muy cerca o muy lejos del valor medio de la distribución (picos y colas), esencialmente, esta especifica qué tan alto es el valor máximo en contraste con los valores más bajos. Cuando se aplica a una señal HGS, un valor de Kurtosis más alto puede implicar una mayor fuerza explosiva en la prueba (mayor, pico más puntiagudo) o una mayor capacidad para mantener el agarre (señal más estable y plana).

Skewness es un parámetro algo similar a la Kurtosis, también es una medida de la distribución de probabilidad, sin embargo, en este caso, se centra en la asimetría de la variable. Esencialmente, la asimetría especifica cuán simétrica es una señal. Al aplicarlo a una señal HGS, un valor de asimetría más alto (positivo) podría implicar una mayor cantidad total de concentración de muestra en el lado derecho de la señal, posiblemente indicando una dificultad al intentar alcanzar valores máximos de HGS, lo que hace posible que la asimetría sea correlacionada con la pendiente de generación de fuerza.

### 5.2. PRIMERA TRANSFORMADA DE FOURIER

Con el fin de obtener información que no es evidente en el dominio temporal se realizó la transformación rápida de Fourier, que se aplicó a cada fase de la señal para obtener el valor de frecuencia para el segundo armónico (excluyendo el primer elemento). A continuación, descartamos la fase de mantenimiento ya que consideramos que en esta característica no nos aportaría ningún tipo de información a tener en cuenta. De esta manera calculamos la amplitud máxima de la fase de apriete y de decaimiento.

Además, calculamos los valores de Kurtosis y Skewness de la señal con el fin de encontrar valores más significativos tras realizar la transformada de Fourier.

### 5.3. ENSAYOS CLÍNICOS

Todas las características explicadas anteriormente se les correlacionan a partir del coeficiente de correlación de Pearson, Spearman y Kendall, que explicaremos en el siguiente apartado, con una serie de ensayos clínicos. Estos ensayos clínicos explicados en el marco teórico son los enunciados a continuación. En primer lugar, se explican los ensayos clínicos referidos al análisis de la fragilidad de los participantes del estudio.

La recogida de datos y la práctica de los ensayos clínicos se ha lleva a cabo en un geriátrico y han sido realizados por los geriatras que trabajan en los centros. Toda esta información fue recogida y almacenada en una base de datos. A continuación, se muestran dos tablas con los resultados de cada paciente para los cuatro ensayos clínicos. En la Tabla 10 representa al grupo de hombres y la Tabla 11 al grupo de mujeres.

*Tabla 10: Resultados de los ensayos clínicos de los hombres*

nº paciente BBDD (HOMBRES)	Barthel [0-100]	Lawton y Brody [0-8]	VIG [0-1]	Fried [0-5]
10927	90	1	0,32	2
11042	100	4	0,04	2
15250	100	5	0	2
19880	35	1	0,48	3
24537	45	1	0,48	4
27823	60	0	0,6	4
27975	95	8	0,32	3
32932	100	6	0,04	2
41045	100	8	0	2
43822	15	0	0,64	3
44012	100	6	0,08	3
55262	70	4	0,52	4
56572	35	1	0,68	4
62696	100	4	0,16	1
65788	100	3	0	2
66908	90	2	0,12	3
67363	80	4	0,36	5
75725	65	1	0,36	3
94858	85	4	0,16	2



*Tabla 11: Resultados de los ensayos clínicos de las mujeres*

nº paciente BBDD (MUJERES)	Barthel [0-100]	Lawton y Brody [0-8]	VIG [0-1]	Fried [0-5]
11723	100	1	0,12	2
14365	90	1	0,2	2
16660	80	0	0,24	2
18729	90	8	0,12	1
20493	100	2	0,04	2
21174	30	1	0,52	4
24482	95	2	0,2	3
25653	90	8	0,16	3
31722	40	1	0,4	3
33651	95	1	0,24	3
34679	75	1	0,24	3
45346	75	1	0,56	3
48932	100	4	0,28	3
49190	95	7	0,12	2
49768	100	8	0	0
57509	30	0	0,48	3
59102	100	1	0,12	2
63712	90	1	0,24	3
66557	100	8	0	2
66637	100	8	0,08	1
69835	95	8	0,04	2
75579	85	4	0,24	4
77877	85	2	0,36	4
79104	15	0	0,76	3
79338	65	1	0,4	2
83671	100	8	0	1
90650	95	5	0,32	1
93726	60	1	0,44	2
94862	95	4	0,24	3

#### 1. Criterios de fragilidad de Fried

Como ya sabemos el índice de Fried consta de cinco criterios los cuales puede un paciente cumplir o no, en el caso que cumpla el valor representativo es 1 y por el contrario es 0. A partir de esta metodología, para calcular el coeficiente total de cada paciente se realiza un sumatorio de los coeficientes determinados en cada criterio. A medida que el valor total aumenta el nivel de fragilidad se acrecienta. Cada paciente realiza un cuestionario donde se realiza el test que se encuentra en la página 2 del Anexo 4 de la escala de Fried. Con este

dato más adelante se emplea para realizar las correlaciones y graficas de regresión.

## 2. Índice de fragilidad VIG

El índice frágil VIG (Valoración Integral Geriátrica) consta de criterios sobre la fragilidad de los sujetos estudiados, los cuales han sido evaluados por el geriatra. La escala consta de un total de 25 puntos divididos en 9 preguntas de distintas índoles y encuentra en las páginas 4 y 5 del Anexo 4. En primer lugar, el geriatra obtuvo el valor total de cada paciente mediante la suma de coeficientes de cada pregunta dividido entre 25, de este modo se obtiene un coeficiente que oscila entre el 0 y el 1. La interpretación es la siguiente: cuanto mayor es el valor, mayor es el nivel de fragilidad.

Además, para trabajar con más detalle se diferenciaron dos subgrupos. En el GRUPO 1 se agruparon los criterios de aspecto funcional, nutricional, cognitivo, emocional y social. Por otro lado, en el GRUPO 2 se reunieron los síndromes geriátricos, síntomas graves y enfermedades. El objetivo de esta clasificación es analizar de forma más detallada y específica el impacto que tienen cada subgrupo de criterios sobre el nivel de fragilidad del paciente.

En segundo lugar, se detallan los ensayos clínicos dirigidos al estudio de la movilidad/ funcionalidad de los sujetos de este estudio.

### 1. Índice de Barthel

Este índice lo trabajamos a partir de un coeficiente total obtenido en el cuestionario que se encuentra en la página 3 del Anexo 4 que se le realiza a cada paciente. A diferencia del resto de escalas, está a valores menores representa mayor nivel de fragilidad y menor nivel de movilidad/funcionalidad. Sobre un índice máximo de 100 se divide en 10 criterios que tienen la opción de responder con 0 que significa Dependiente, 5 necesita ayuda o 10 que es Totalmente independiente.

### 2. Escala de Lawton y Brody

Este índice lo trabajamos a partir de un coeficiente total obtenido en el cuestionario que se le realiza a cada paciente que se encuentra en la página 3 del Anexo 4. En dicha escala se trabaja con 8 preguntas que es igual al coeficiente máximo que se puede obtener y cada pregunta le

conllevar una respuesta que puede tener coeficiente 1 o 0. A mayor sea el coeficiente total, menor será el nivel de fragilidad y mayor nivel de funcionalidad/movilidad del paciente.

A continuación, se puede observar un esquema donde representa mediante flechas como están relacionados los coeficientes de los ensayos clínicos con el nivel de fragilidad en el caso del índice de Fried y VIG, y el nivel de movilidad/funcionalidad para los índices de Barthel y Lawton y Brody. De esta forma se pretende explicar cómo funcionan los sistemas de evaluación de los ensayos clínicos.

*Tabla 12: Tendencias de las diferentes escalas de fragilidad y de movilidad/funcionalidad segun su sistema de evaluación*

	Índice total	Nivel de fragilidad	Nivel de movilidad/funcionalidad
Barthel	↑	↓	↑
Lawton y Brody	↑	↓	↑
VIG	↑	↑	↓
Fried	↑	↑	↓

Para llevar a cabo el análisis de datos se ha clasificado la muestra según los resultados a dichos índices o escalas. A partir de estos parámetros se ha correlacionado con cada característica con el fin de hallar una correlación entre las mismas.

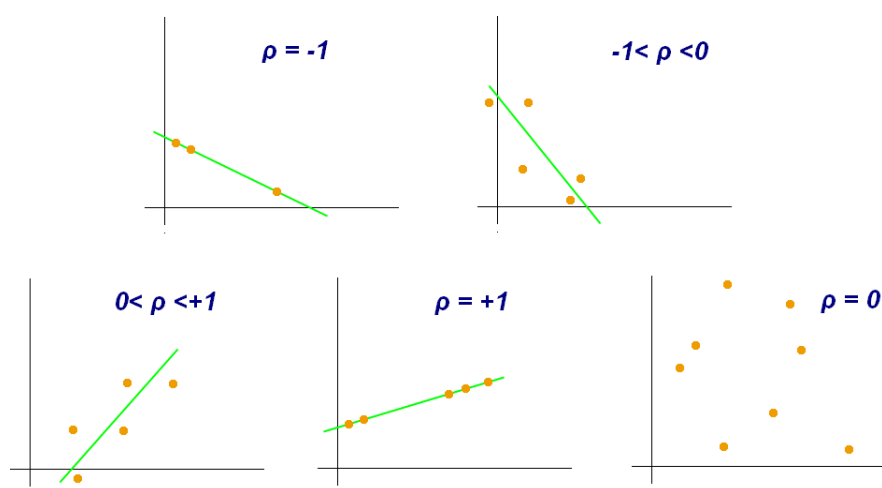
## 6. CORRELACIÓN DE DATOS

### 6.1. Interpretación: correlaciones y valor p.

Cuando se realiza un análisis de información, sobre un conjunto de datos, cuyo origen es una base de datos una de las herramientas más potentes para poder extraer conclusiones es llevar a cabo un análisis de las correlaciones. Por esta razón procedimos a realizarlas a todos los datos resultantes calculados por el módulo de extracción de características del programa de Matlab que creamos.

Una correlación consiste en analizar la relación entre, al menos, dos variables y como consecuencia el resultado debe mostrar la fuerza y el sentido de la relación. En primer lugar, calculamos los valores de correlación entre cada uno de los ensayos clínicos (índice de Barthel, Escala de Lawton y Brody, índice frágil VIG con sus respectivos subgrupos 1 y 2 y por último los criterios de fragilidad de Fried) con cada una de las características tanto frecuenciales como temporales. Así mismo, cada una de estas correlaciones se calculó según tres métodos diferentes que fueron Pearson, Spearman y Kendall (ver Anexo 5).

En la Gráfica 15 podemos observar ejemplos de lo que representa el coeficiente de Pearson en un diagrama de dispersión.



Gráfica 15: Ejemplos de diagramas de dispersión con valores de coeficientes de correlación

La correlación perfecta es cuando el coeficiente es igual a  $\pm 1$ . Si el coeficiente es 0, no existe correlación. Todos los valores aproximados a 1 tienen una alta correlación, mientras que aquellos cercanos a 0 presentan una correlación baja. El signo de suma o resta hace referencia al tipo de relación, es decir, si esta es directa o inversa. A continuación, se detallan en la Tabla 11 los valores de la correlación y su interpretación.

*Tabla 13: Grado de relación según coeficientes de correlación [36]*

RANGO	RELACIÓN
-0.91 a -1.00	Correlación negativa perfecta
-0.76 a -0.90	Correlación negativa muy fuerte
-0.51 a -0.75	Correlación negativa considerable
-0.11 a -0.50	Correlación negativa media
-0.01 a -0.10	Correlación negativa débil
0.00	No existe correlación
+0.01 a +0.10	Correlación positiva débil
+0.11 a +0.50	Correlación positiva media
+0.51 a +0.75	Correlación positiva considerable
+0.76 a +0.90	Correlación positiva muy fuerte
+0.91 a +1.00	Correlación positiva perfecta

Los resultados deben proporcionar datos útiles para confirmar que los ensayos clínicos están directa o inversamente relacionados con cada una de las características extraídas de las señales recogidas de fuerza VS tiempo mediante ensayo con dinamómetro y, así, ayudar a diagnosticar la fragilidad con mayor rapidez y eficacia.

Además, para cada valor de correlación se calculó un parámetro llamado p valor que se define como la probabilidad de que un valor estadístico calculado sea posible dada una hipótesis nula cierta. En términos simples, el valor p ayuda a diferenciar resultados que son producto del azar del muestreo, de resultados que son estadísticamente significativos.

## 6.2. Datos obtenidos

La correlación se calculó utilizando un script de Matlab donde se utilizaron todos los datos de las señales hallados. En este apartado se detallan las correlaciones y el valor p para cada uno de los métodos ya hablados anteriormente de extracción de las características a partir del máximo, mínimo, media y analizando cada prueba por separado independientemente del paciente.

Tras un proceso largo para conseguir todos los datos, se utilizó toda la información teórica para realizar un trabajo exhaustivo de análisis de datos y concluir la información o método más significativo o aquel que aporta más información relevante. Para ello se llevó a cabo una depuración de los datos, pues muchos de ellos representaban valores extremos que afectaban a la media y la desviación típica de los

grupos (hombres y mujeres). Es decir, a través de este método se prescindieron de los outliers (valores atípicos distantes del resto de los datos).

A continuación, mostramos una tabla sintetizada de los parámetros de correlación con las características extraídas a partir de la media y teniendo en cuenta solo el coeficiente de Pearson ya que hemos considerado que son los resultados más significativos. Dicha tabla está estructurada con parámetros de hombres (H) y mujeres (M) por separado y subrayado con un color más oscuro aquellos que tienen un valor de correlación relevante estadísticamente para este estudio.

*Tabla 14: Tabla resumen de coeficientes de correlación de Pearson con los más interesantes subrellados con un naranja más oscuro.*

	BARTHEL		LAWTON Y BRODY		FRIED		VALORACIÓN INTEGRAL GERIÁTRICA					
	Total		Total		Total		Total		Grupo 1		Grupo 2	
Características de la señal	H	M	H	M	H	M	H	M	H	M	H	M
Tiempo Fase Mantenimiento	-0,25	0,16	-0,27	-0,01	-0,04	-0,10	0,30	-0,32	0,37	-0,22	0,20	-0,40
Fuerza Media	0,66	0,18	0,69	0,16	-0,13	-0,18	-0,51	-0,11	-0,69	-0,14	-0,29	-0,06
Amplitud Fuerza	0,42	0,19	0,10	0,11	-0,29	0,11	-0,47	0,00	-0,49	-0,05	-0,38	0,04
Desviación Fuerza	0,34	0,12	0,03	0,04	-0,28	0,14	-0,42	0,05	-0,44	0,01	-0,34	0,09
Fuerza Máxima	0,68	0,21	0,67	0,21	-0,16	-0,18	-0,54	-0,13	-0,71	-0,16	-0,32	-0,06
Instante de Fuerza Máxima	0,41	-0,32	0,42	-0,28	-0,29	0,11	-0,45	0,34	-0,46	0,35	-0,38	0,28
Área	0,26	-0,12	0,29	0,10	-0,02	-0,12	-0,23	0,03	-0,33	0,07	-0,09	-0,02
Pendiente de Subida	0,20	-0,12	0,07	-0,10	0,07	-0,16	-0,18	0,18	-0,28	0,18	-0,05	0,18
Pendiente de Bajada	0,51	0,20	0,59	0,16	-0,10	-0,24	-0,33	-0,19	-0,50	-0,19	-0,13	-0,15
FAfftAmp	0,46	-0,04	0,54	0,15	-0,08	-0,17	-0,33	0,02	-0,46	-0,01	-0,17	0,05
FDfftAmp	0,39	0,04	0,30	0,01	-0,02	-0,28	-0,35	-0,02	-0,48	-0,02	-0,18	0,01
SignalKurtosis	0,04	0,22	0,15	-0,01	0,09	-0,01	0,22	-0,27	0,17	-0,21	0,25	-0,29
SignalSkewness	-0,16	-0,20	-0,34	0,07	-0,22	-0,02	-0,15	0,20	0,02	0,18	-0,30	0,18
FftKurtosis	0,16	-0,35	0,26	-0,03	0,06	-0,02	-0,10	0,26	-0,21	0,23	0,02	0,25
FftSkewness	0,11	-0,30	0,24	0,02	0,13	-0,01	-0,04	0,24	-0,16	0,19	0,08	0,25

Tras esta síntesis de resultados hemos seleccionado aquellos coeficientes de correlación aptos para tener en cuenta a la hora de determinar una relación de interdependencia entre la característica y su respectivo ensayo clínico.

En un primer vistazo podemos apreciar que los valores de las correlaciones obtenidos por el grupo de mujeres son muy bajos, ningún valor se puede considerar estadísticamente significativo, ya que se encuentran valores inferiores a 0,45. Este dato nos sorprende dado que va en contra de nuestro sentido común. Este nos dicta que el comportamiento del grupo de mujeres y el de hombres deberían ser similares pero los resultados lo desmienten, es decir, no apoyan esta idea.

Además, tanto en el subgrupo 2 del índice frágil VIG como en los resultados correspondientes al criterio de fragilidad de Fried en hombres y en mujeres no se destaca ningún coeficiente.

Estos datos no apoyan las suposiciones iniciales del proyecto, pues se esperaban correlaciones fuertes en otros parámetros que han resultado ser débiles. En concreto, se esperaba una correlación fuerte de los parámetros relacionados con el tiempo. En primer lugar, el área, pero como ya se ha mostrado en la Tabla 11 los hallazgos no son coherentes con esta idea. En segundo lugar, se esperaban valores más significativos de la pendiente de subida y de bajada.

Teniendo en cuenta la literatura científica, este estudio corrobora las correlaciones ya encontradas del nivel de fragilidad con la fuerza Máxima y la Media. Pero este proyecto incluye la variable tiempo. A diferencia de los ensayos de fuerza pico llevados a cabo en la mayoría de los estudios publicados, en el proyecto se investiga la relación entre el tiempo y la señal de fuerza. En decir, se estudian otros valores como las pendientes o el instante en que se ejerce la fuerza Máxima a partir de las curvas de fuerza-tiempo, valores que no han sido tenidos en cuenta en los artículos científicos de esta índole.

### 6.3. DIAGRAMAS DE DISPERSIÓN

Como ya se ha mencionado en el apartado anterior las correlaciones que son estadísticamente significativa, es decir, aquellas que presentan una relación fuerte, como la fuerza Máxima y la media ya se habían documentado en otros artículos científicos.

Cabe recordar que para los cálculos de las características se hizo mediante tres procesos distintos, ya que para cada paciente teníamos un valor de característica por prueba realizada. Para la obtención de únicamente unos valores característicos por paciente, se usaron tres métodos que fueron calculando la media de los resultados, escogiendo el máximo de ellos o por último escogiendo el mínimo de los resultados.

Tras una vista a las correlaciones generadas por el script de Matlab (ver Anexo 7.3) por las características a partir de las tres formas de obtención, supimos destacar que los resultados del proceso de la media era el más apropiado por sus buenos resultados.

Dicho esto, en nuestro estudio queremos ir un paso más allá, por ello mediante diagramas de dispersión se pretende encontrar posibles significancias para el resto de los parámetros que hemos clasificado con una correlación más débil. Es decir, se lleva a cabo un análisis estadístico descriptivo de los datos. La base de datos de la que disponemos es un poco limitada y por esta razón las correlaciones obtenidas son más bajas de lo esperado.

Las correlaciones con valores de coeficiente menor que 0.45 podríamos decir que no son relevantes y por esta razón en concreto se estudian las siguientes relaciones:

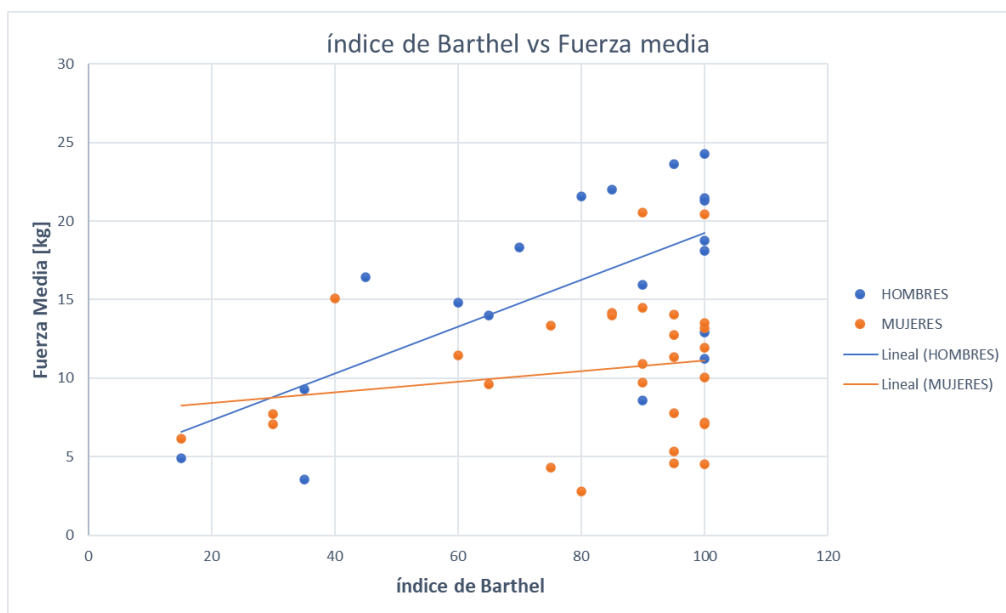
1. índice de Barthel vs Fuerza media
2. Escala de Lawton y Brody vs Fuerza media
3. índice frágil VIG vs Fuerza media
4. VIG Grupo 1 vs Fuerza media
5. índice de Barthel vs Fuerza máxima
6. Escala de Lawton y Brody vs Fuerza máxima
7. índice frágil VIG vs Fuerza máxima
8. VIG Grupo 1 vs Fuerza máxima
9. índice frágil VIG vs Amplitud fuerza
10. VIG Grupo 1 vs Amplitud fuerza
11. índice frágil VIG vs Instante fuerza máxima
12. VIG Grupo 1 vs Instante fuerza máxima
13. índice de Barthel vs Pendiente de bajada
14. Escala de Lawton y Brody vs Pendiente de bajada
15. VIG Grupo 1 vs Pendiente de bajada
16. índice de Barthel vs FAfftAmp
17. Escala de Lawton y FAfftAmp
18. VIG Grupo 1 vs FAfftAmp
19. VIG Grupo 1 vs FDfftAmp

Hemos elegido estas relaciones en concreto porque como se muestran en la Tabla 14 superan un valor de correlación de 0.45. Este límite de corte lo hemos puesto con la finalidad de analizar correlaciones con mayor nivel de relevancia.

Las relaciones anteriores se dividen en dos grupos según la Tabla 13 donde se consideren correlaciones considerables aquellas que presentan un valor de correlación entre 0.51 y 0.75. Por otro lado, tenemos que en el rango de 0.11 a 0.50 se designan como correlaciones medias que serían aquellas que en nuestra selección van de límite de corte (0.45) hasta 0.50.



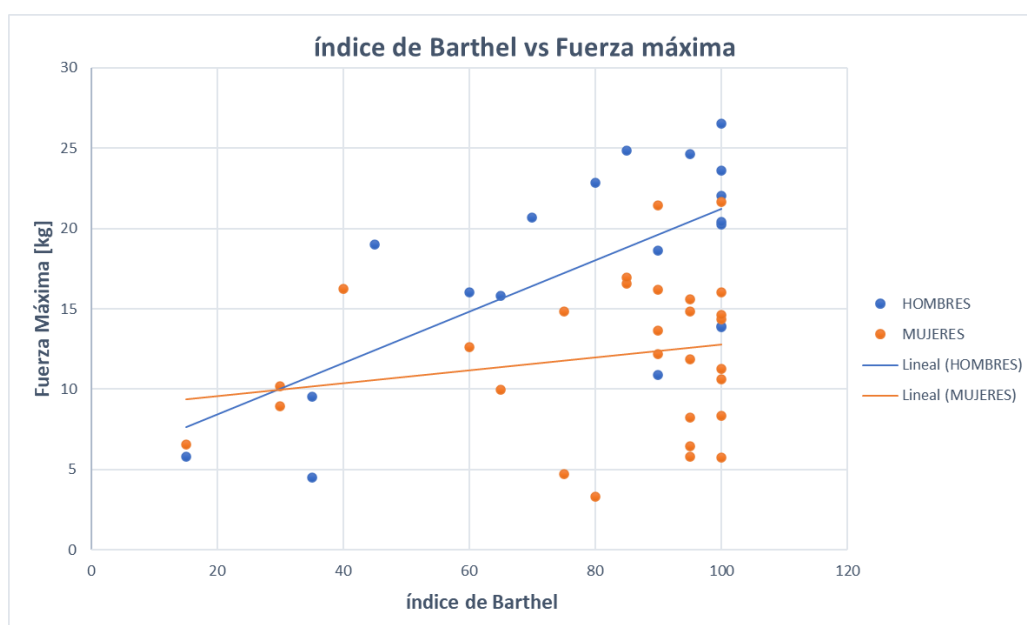
### 6.3.1. Correlaciones significativas estadísticamente



Gráfica 16: Líneas de regresión del índice de Barthel y la Fuerza media.

En esta gráfica se puede apreciar que los resultados del ensayo clínico del índice de Barthel afectan considerablemente en el grupo de hombres, a diferencia del grupo de las mujeres en el que la pendiente suave de su línea de tendencia indica una baja relación con respecto a la fuerza media de dicho grupo.

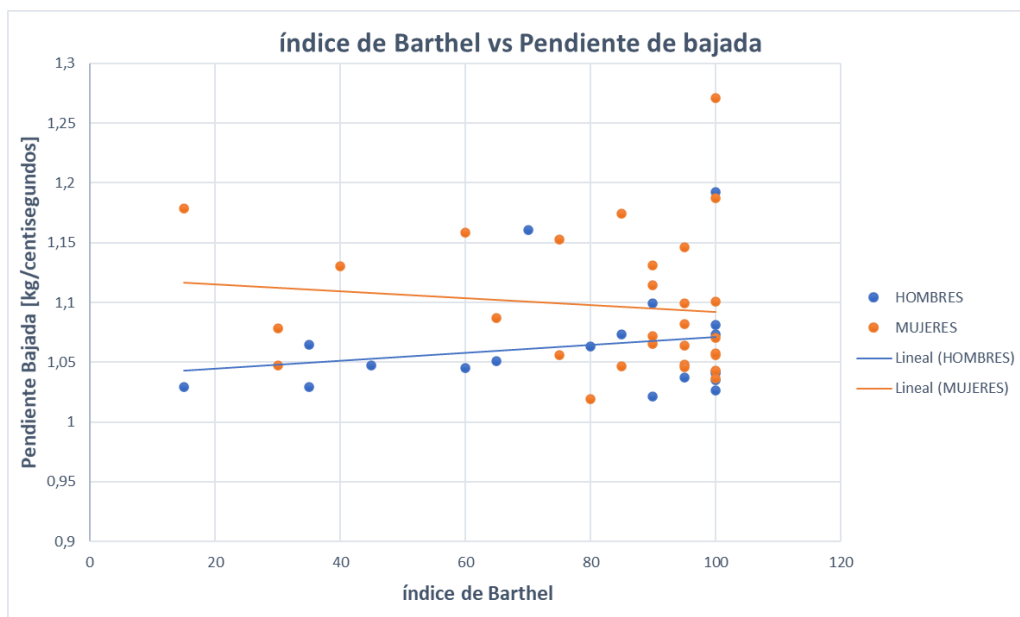
De esta forma nos indica que en el grupo de hombres a mayor coeficiente de Barthel la fuerza media tiende a aumentar. Cabe recordar que el índice de Barthel cuanto mayor sea el coeficiente mayor será el nivel de movilidad/funcionalidad del paciente. Por tanto, a menor movilidad/funcionalidad menor fuerza media.



Gráfica 17: Líneas de regresión del índice de Barthel y la Fuerza máxima.

En esta gráfica podemos observar un resultado similar al obtenido en la gráfica anterior. El grupo de mujeres mantiene su bajo nivel de correlación mientras que el grupo de los hombres presenta una pendiente positiva y una línea de tendencia muy interesantes.

Según la línea de tendencia del grupo de los hombres, cuanto mayor sea la fuerza máxima ejercida, mayor será el índice de Barthel obtenido por el paciente. Es decir, a mayor movilidad/funcionalidad mayor fuerza máxima.

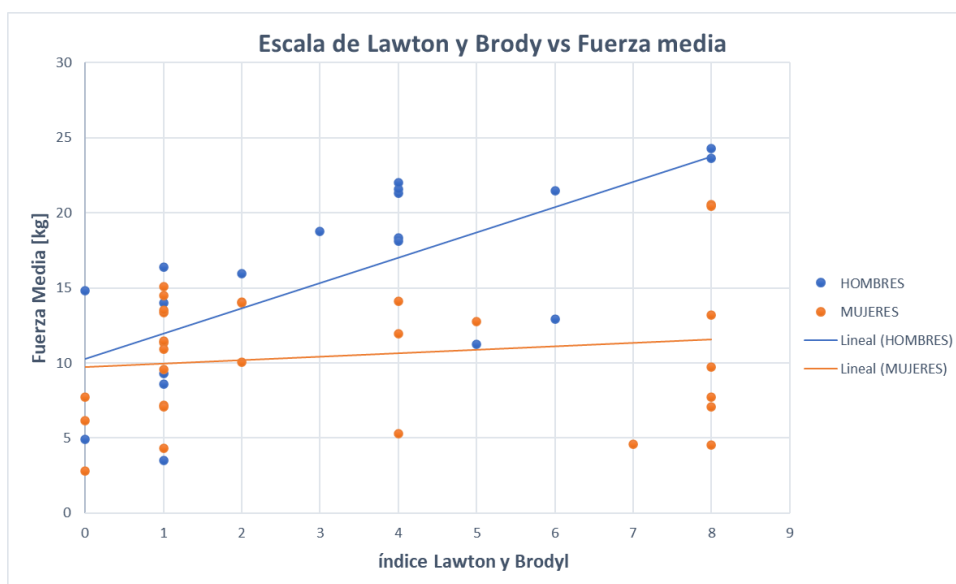


Gráfica 18: Líneas de regresión del índice de Barthel y la Pendiente de bajada.

En esta gráfica se puede decir que el impacto que tiene la pendiente de bajada sobre el valor del índice de Barthel es mínimo tanto en el grupo de hombres como en el de mujeres. La pendiente suave de la línea de tendencia indica que no sufre grandes cambios, aunque el otro parámetro matemático varíe bruscamente. En este caso no se puede afirmar que existan una relación de interdependencia entre ambas características.

La hipótesis esperada en cuanto a estos resultados era que a mayor índice mayor sería la pendiente de bajada ya que, cuanto mayor sea la pendiente de bajada significaría que el paciente más sostuvo la fuerza máxima a lo largo del tiempo y por tanto no habría decaimiento de la fuerza con el transcurso del tiempo.

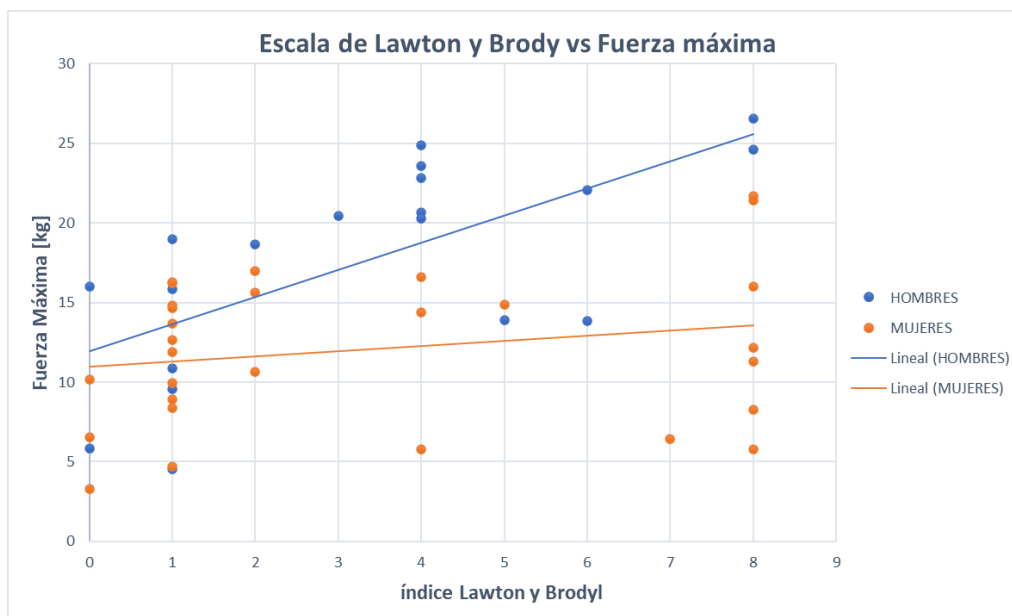
La tendencia de los hombres, aunque suave, es coherente con lo esperado. En el caso de las mujeres no se puede decir lo mismo, en la gráfica 18 se puede observar un punto de índice de Barthel 100 con un resultado de aproximadamente 1,27, este se separa mucho con respecto al resto, con lo cual podría ser una razón por la que el grupo de mujeres presente dicha incongruencia.



Gráfica 19: Líneas de regresión del índice de Lawton Brody y la Fuerza media.

En esta gráfica destaca la línea de tendencia o regresión generada por el grupo de hombres, ya que presenta un valor de pendiente muy elevado. Sin embargo, el grupo de las mujeres continua sin aportar datos esclarecedores. La pendiente elevada de los hombres nos indica el grado de afección que genera la fuerza media ejercida, sobre el resultado de la escala de Lawton y Brody del paciente.

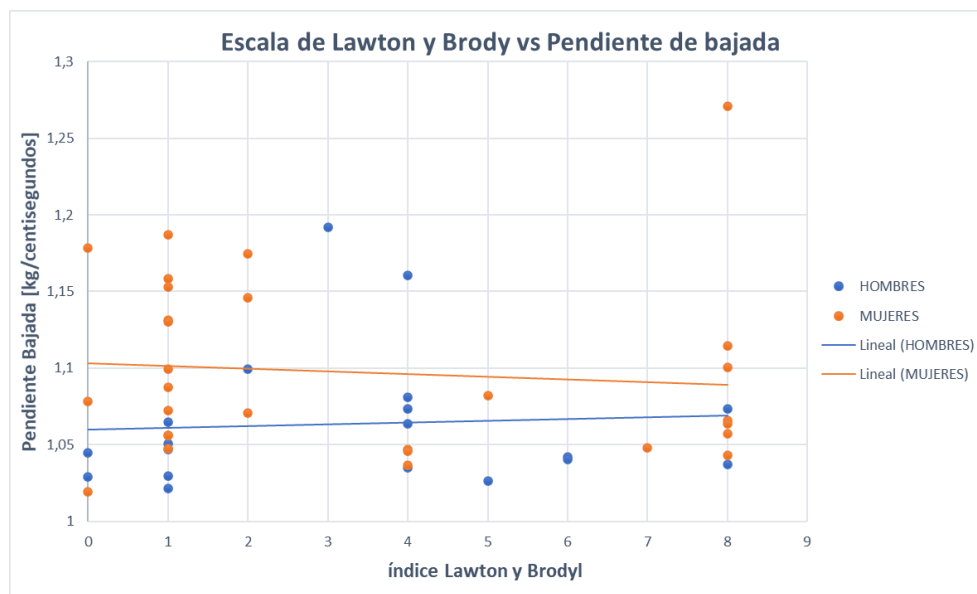
En el caso de esta escala, se comporta de la misma forma que la de Barthel, es decir, los valores elevados del índice indican un menor nivel de movilidad/funcionalidad. Dicho esto, podemos decir que a medida que los hombres tienen un valor de la escala mayor, los resultados de la fuerza media tienden a ser mayores. Es decir, a mayor nivel de movilidad/funcionalidad mayor fuerza media.



Gráfica 20: Líneas de regresión del índice de Lawton Brody y la Fuerza máxima.

En este caso la dispersión de los puntos del grupo de mujeres hace que el dato que representan se desestime prácticamente. Los valores de las mujeres se distribuyen sin seguir un patrón concreto, encontrando valores altos y bajos a lo largo de toda la línea de tendencia. En consecuencia, no aportan información de interés para el estudio.

Sin embargo, los hombres presentan una dispersión bastante buena y generan al mismo tiempo una pendiente de línea de tendencia que nos indica que cuanto mayor sea el valor de la fuerza máxima ejercida, mayor posibilidad tendrá que el sujeto tenga un coeficiente de la escala de Lawton y Brody elevado. En otras palabras, a mayor nivel de movilidad/funcionalidad mayor fuerza máxima.

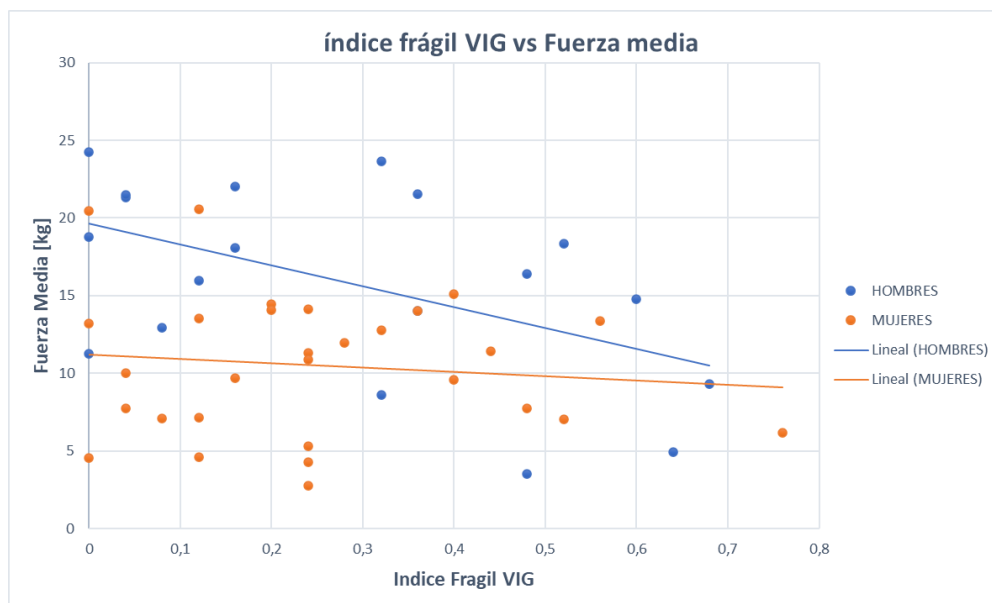


Gráfica 21: Líneas de regresión del índice de Lawton Brody y la Pendiente de bajada

En cuanto a la pendiente de bajada a pesar de que las pendientes son muy suaves, se puede apreciar que el resultado es inverso entre ambos grupos. En el caso de los hombres se observa una pendiente ascendente, mientras que las mujeres muestran una tendencia descendente.

Esto significa que mientras que para los hombres un aumento de los índices de Lawton y Brody conlleva un aumento de la pendiente de bajada, para las mujeres significa lo contrario, es decir, a medida que aumenta el valor de los índices, el valor de la pendiente disminuye. No obstante, el resultado de las mujeres no es el esperado, y viendo el coeficiente de correlación obtenido anteriormente podríamos decir que no es un resultado estadísticamente significativo.

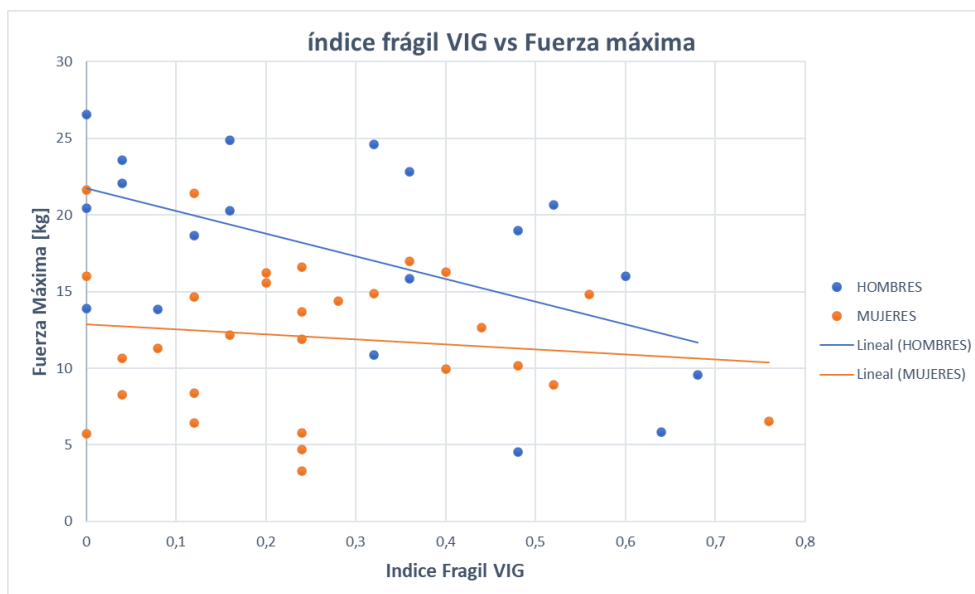
En cuanto a la interpretación, sabemos que a mayor índice del Lawton Brody mayor nivel de movilidad/funcionalidad. Por tanto, en el caso de los hombres a medida que aumenta este índice (mayor movilidad/funcionalidad) la pendiente de bajada aumenta ligeramente. En otras palabras, en los hombres con mayor movilidad/funcionalidad la pendiente de bajada se produce de forma más abrupta. En el caso de las mujeres, la interpretación es inversa.



Gráfica 22: Líneas de regresión del Índice Frágil VIG y la Fuerza media.

Se pueden apreciar cambios en los resultados respecto a los obtenidos en los índices anteriores. Se observa ahora una tendencia descendente, encontrándose una correlación negativa entre el índice frágil VIG y la fuerza media. Este hecho es consecuencia del modo de evaluar este índice, ya que en este caso valores elevados representan un mayor nivel de fragilidad.

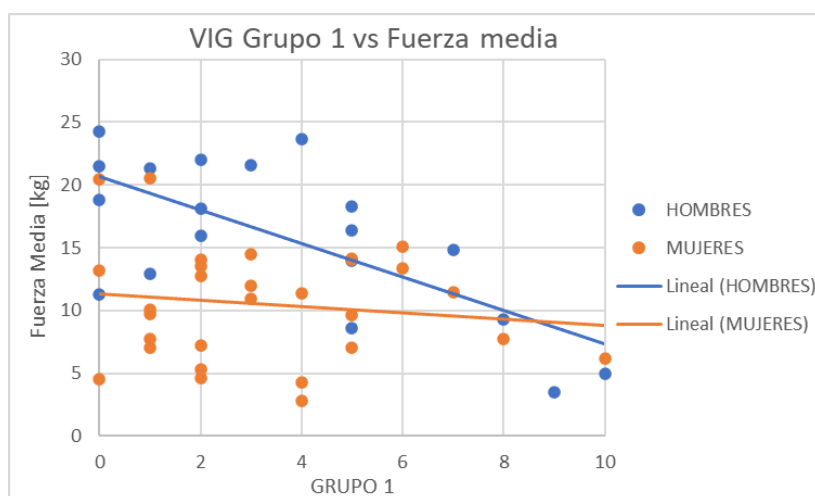
Por esta razón las dos pendientes son negativas, aunque en el caso de los hombres mucho más significativa. En el caso de las mujeres es más leve, pero las dos representan que a valores elevados del índice de fragilidad VIG se encontrarán menores valores de la fuerza media ejercida por el sujeto. En otras palabras, a mayor fragilidad menor fuerza media. En los resultados de parámetros ya reportados el grupo de mujeres se comporta de una forma más predecible.



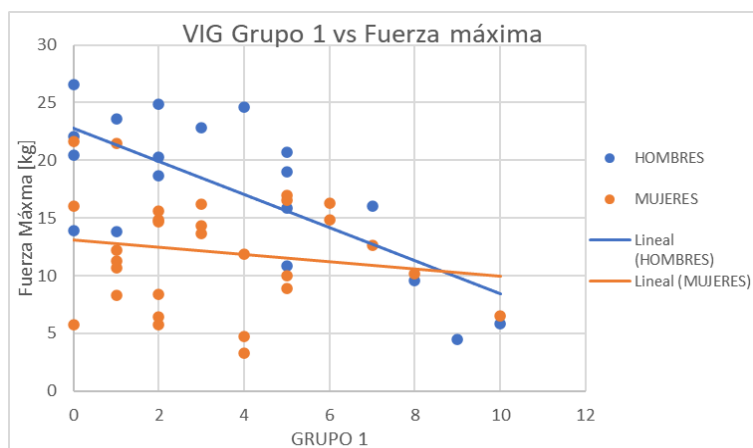
Gráfica 23: Líneas de regresión del Índice Frágil VIG y la Fuerza máxima.

En el caso de esta gráfica sucede lo mismo, el impacto o la relación de la fuerza máxima con el índice frágil VIG es el mismo que en el resto de los ensayos clínicos, pero a la inversa por el diferente sistema de puntuación de los índices.

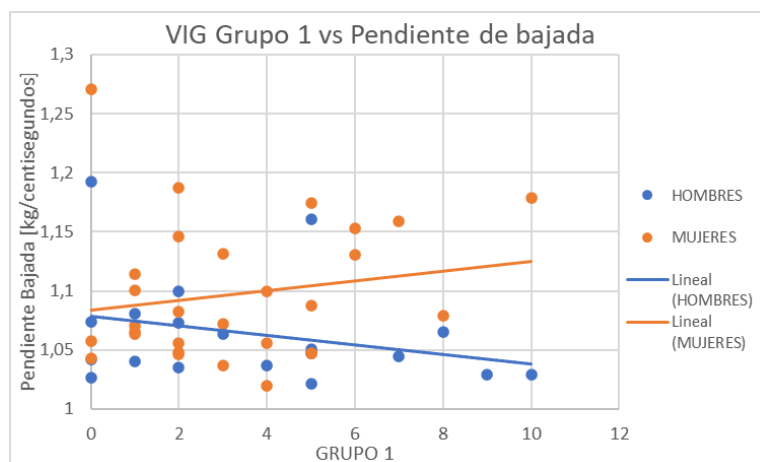
En este caso se sigue respaldando la correlación entre la fuerza máxima y los ensayos clínicos. El grupo de los hombres muestra una pendiente mucho más pronunciada que el de las mujeres. Estos datos indican que cuanto mayor sea el índice frágil VIG, menor será el resultado de la fuerza máxima ejercida por el paciente.



Gráfica 24: Líneas de regresión entre el índice fragil VIG Grupo 1 y la fuerza media



Gráfica 265: Líneas de regresión entre el índice fragil VIG Grupo 1 y la fuerza máxima



Gráfica 256: Líneas de regresión entre el índice fragil VIG Grupo 1 y la pendiente de bajada

Con respecto a esta subdivisión en dos grupos del índice frágil VIG se podría decir que ha sido un acierto sobre todo por el grupo 1. Los resultados que se pueden observar en las gráficas 24, 25 y 26 son buenos ya que las dispersiones de los puntos no son muy elevadas y se puede apreciar a simple vista que en el grupo de hombres guarda una gran relación con respecto al valor de la fuerza media, máxima y pendiente de bajada. La pendiente de la línea de tendencia de la fuerza máxima y media son bastante pronunciadas lo cual indica que en función del aumento del índice de fragilidad del paciente en el grupo 1, prácticamente en la misma proporción tienden a disminuir las dos fuerzas resultantes como bien indica el sentido de la pendiente que en este caso es negativa.

En el caso de la pendiente de bajada, se observa que los resultados son inversos entre hombres y mujeres. En este caso el dato esperado es el resultado de los hombres, ya que se espera que cuanto mayor sea el nivel de fragilidad, menor será



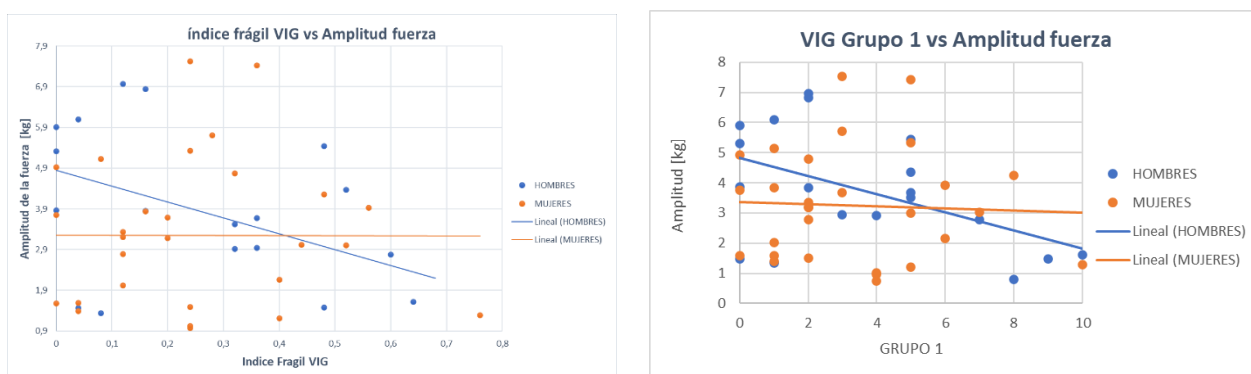
la pendiente de bajada o, dicho en otras palabras, cuando una persona tiene alto nivel de fragilidad se espera que la poca resistencia que tiene genere dificultad para mantener la fuerza en el tiempo, y por lo tanto empezará el decaimiento más temprano y como consecuencia generará una pendiente de bajada menos pronunciada.

Sin embargo, en el caso de las mujeres es, al contrario, a mayores índices de VIG subgrupo 1 mayores valores de pendiente de bajada. Podríamos decir que dista mucho de la hipótesis esperada y que este resultado incoherente podría deberse al bajo número de ensayos realizados ya que para un estudio de este calibre estadísticamente se precisarían un número de pacientes mucho más elevado. Además, al tratarse de un estudio en primicia podría encontrarse algunos errores de ejecución que sumados a que el número de ensayos es bajo podría desencadenar en datos no significativos. Es posible que variables extrañas hayan influido durante la toma de datos y el posterior análisis.

Por último, cabe destacar que el dato recogido en el grupo de los hombres en la correlación entre pendiente de bajada e índice de fragilidad VIG grupo 1 es un dato novedoso, no recogido en ningún estudio anterior. Además, se demuestra en la Gráfica 26 que es determinante y que depende directamente el valor de la pendiente con el del índice VIG. Llegando a la conclusión que a medida que el valor del índice aumenta, el valor de la pendiente de bajada tiende a disminuir.

### 6.3.2. Correlaciones medias

A continuación, vamos a analizar las rectas de regresión de las correlaciones medias que como se explica en la tabla 13 se trata de aquellas correlaciones con coeficiente entre 0.11 y 0.5. A pesar de esto se han escogido los valores comprendidos entre 0.45 y 0.50 para analizar valores más interesantes.



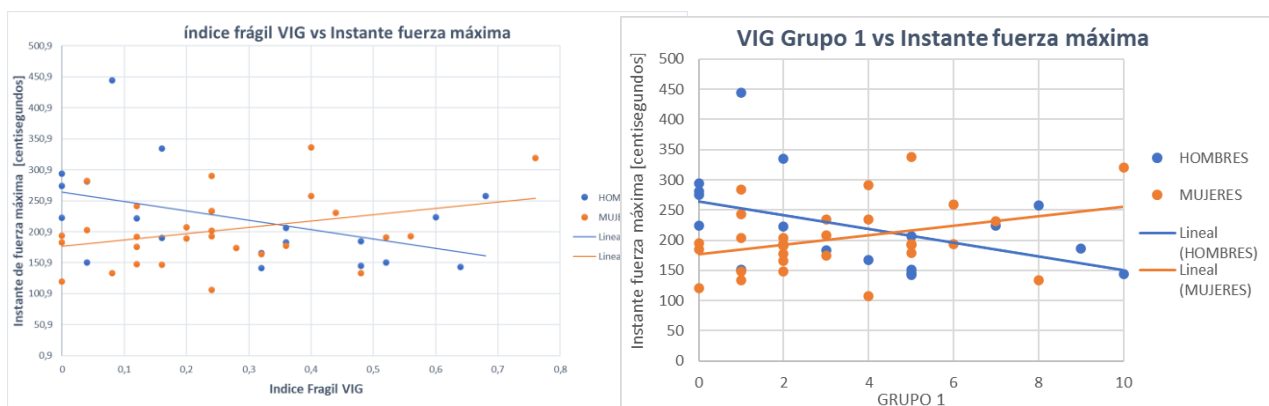
Gráfica 27: Lines de regresión del índice frágil VIG y grupo 1 frente la Amplitud de la fuerza.

A primera vista en esta gráfica observamos que la línea de tendencia del grupo de mujeres es prácticamente de pendiente 0, para las dos gráficas, por lo tanto, se considera que no hay correlación entre ambas características. No obstante, en el grupo de los hombres a pesar de que la dispersión de los puntos empieza a denotarse, guarda una relación que nos indica que cuanto mayor sea el índice VIG o VIG Grupo 1 menor será el valor de la amplitud de la señal del paciente en la fase de mantenimiento. De todas formas, vemos por la dispersión de puntos, que no hay una relación significativa entre variables por lo que no podemos llegar a una conclusión clara, para esto sería de vital importancia aumentar en número de pacientes la base de datos.

Además, las dos líneas de tendencia tienen un punto de intersección entre ellas, hecho que no tiene justificación y que respalda el enigma del comportamiento del grupo de mujeres, ya que, no hemos podido demostrar a ciencia cierta la razón.

Esto se debe a que cuando el paciente tiene un índice de fragilidad mayor, la fuerza máxima que ejerce es menor, por lo tanto, no consigue grandes desniveles de rango de fuerza debido a la baja fuerza que tienen. Además, a medida que aumenta el nivel de fragilidad las pendientes de subida y bajada son más suaves, así como la capacidad de mantener la fuerza máxima en el tiempo disminuye y como consecuencia de estas dos situaciones, las áreas generadas por la señal disminuyen.

A partir de las representaciones gráficas se ha podido ver en el caso de las gráficas 27 que la amplitud tiene una importancia relevante para el estudio. Es un resultado que en la literatura científica no constaba y que gracias a las representaciones de los puntos de dispersión con la respectiva línea de tendencia se ha podido extraer.

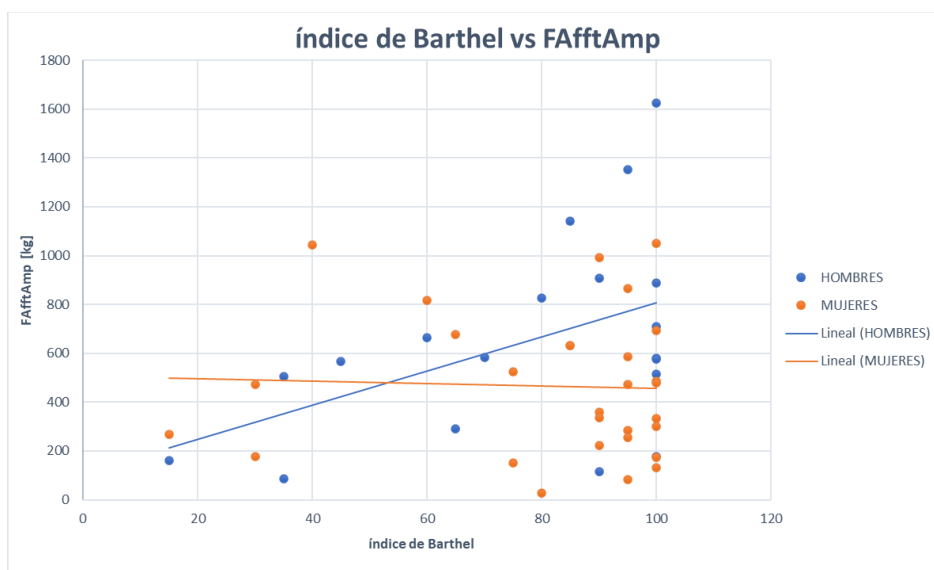


*Gráfica 28: Lines de regresión del índice frágil VIG y grupo 1 frente el instante de la fuerza máxima.*

Los resultados para estas dos representaciones gráficas son muy similares. El grupo de mujeres y hombres presentan tendencias totalmente inversas, es decir, mientras los hombres disminuyen el instante en el que se consigue la fuerza máxima debido a un aumento del índice VIG o VIG Grupo 1, las mujeres se comportan de la forma contraria, ya que tienden a aumentar el instante en el que se ejerce la fuerza máxima acompañado de un aumento del índice.

En el caso de los hombres se encuentra que, a niveles elevados de fragilidad, la fuerza pico disminuye considerablemente, en consecuencia, el tiempo que se requiere para alcanzar la fuerza máxima será menor.

Por otro lado, las mujeres presentan el caso inverso, y cabe aclarar que a pesar de ser un resultado diferente también tiene su posible justificación, que sería que cuanto más frágil sea el paciente, mayor dificultad y por lo tanto más tiempo necesita para ejercer la fuerza máxima.

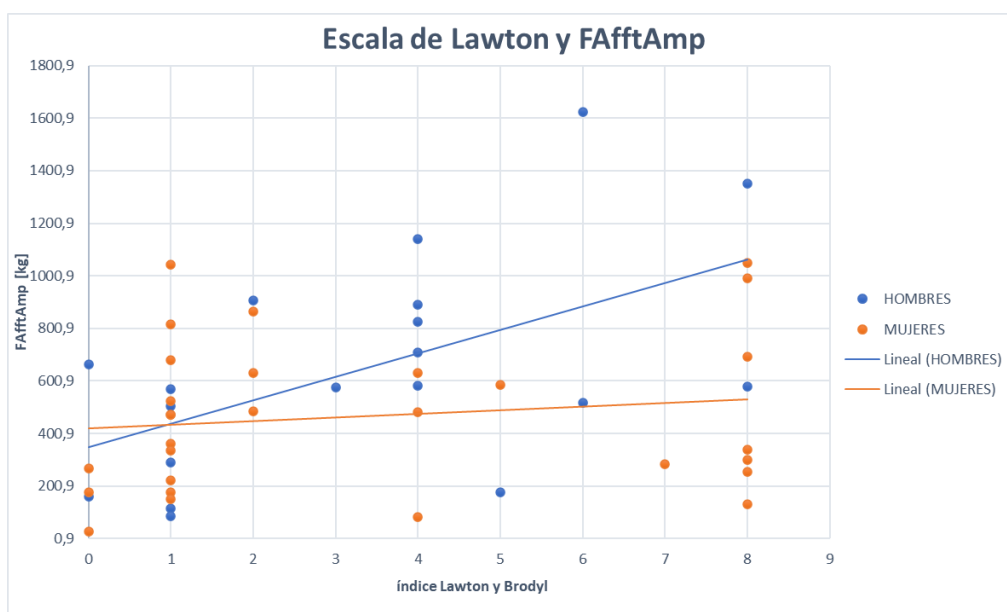


Gráfica 29: Lines de regresión del índice de Barthel frente a la FAfftAmp

Tras aplicar a las señales la primera transformada de Fourier con el fin de simplificar la señal, los resultados en el grupo de hombres sobre la característica de amplitud de la pendiente de la fase de apriete es interesante.

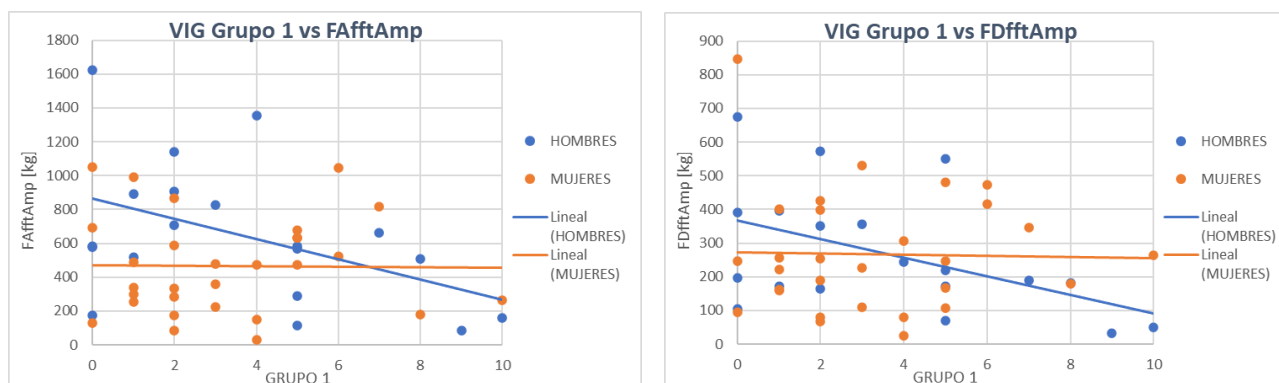
A medida que el índice de Barthel es mayor o mejor dicho el nivel de fragilidad es menor, el paciente tiende a presentar una mayor amplitud en la fase de apriete, lo que significa que la pendiente es más pronunciada. Este resultado es estadísticamente significativo.

En el caso de las mujeres no presenta grandes hallazgos ya que la pendiente es prácticamente 0 y por lo tanto no se guarda ninguna relación, Además la dispersión que presentan los puntos es bastante aguda con lo cual no sería un resultado a tener a en cuenta.



Gráfica 30: Lines de regresión del indrice de Lawton Brody frente a la FAfftAmp

En este caso similar al anterior, pero con respecto al índice de Lawton y Brody los resultados en el grupo de hombres son prácticamente similares, afirmando y sosteniendo la teoría enunciada anteriormente para la justificación de los resultados. En el grupo de mujeres se observa un ligero cambio en la pendiente de la línea de tendencia, pero no lo suficiente como para ser significativa, aunque si aporta información relevante para el estudio.



Gráfica 31: Línea de regresión del índice de fragil VIG frente a la FAfftAmp a la izquierda y a la derecha frente a la FDfftAmp

En las gráficas mostradas podemos observar similitudes en los resultados. A la izquierda la característica es la amplitud de la fuerza de apriete y a la derecha la amplitud de la fuerza de decaimiento.

Las tendencias tanto para el grupo de hombres como el de mujeres son las mismas, cabe destacar la gran diferencia de rangos de fuerza entre la fuerza de apriete con un máximo de un paciente de 1600 kg frente a la fase de decaimiento cuyo máximo es de 850 kg.

En el caso de los hombres a medida que aumenta el índice de fragilidad VIG Grupo 1 o lo que es lo mismo a medida que el nivel de fragilidad del paciente es mayor la diferencia entre el punto máximo y el mínimo tiende a disminuir.

## 7. ESTUDIO ECONÓMICO

En este apartado, se van a reflejar la financiación del proyecto y los diferentes costes que se han producido en el desarrollo de la prueba de fuerza de agarre manual.

### 7.1. FINANCIACIÓN

Los proyectos del PECT han sido financiados por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER), el Consell Comarcal, los ayuntamientos y los centros impulsores de cada actuación.

El importe total de ejecución del proyecto es de 1.518.552,10€, de los cuales 759.278,05€ será cofinanciado por FEDER y la duración es de cuatro años. [37]

Cada uno de los proyectos nombrados anteriormente tiene un presupuesto. En este caso, el proyecto “Envellint” consta con un presupuesto aprobado de 328.536,52€.

## 7.2. PARTIDA DE INGENIERIA

### 7.2.1. TARIFAS DE SUBCONTRATACIÓN

En el coste de investigación están implicados 3 tipos de profesionales, los geriatras, los investigadores/ingenieros y el técnico.

Tabla 15: Tabla retributiva personal investigador UPC [38]

CATEGORIA	SOU BASE	COMPL. DE CATEGORIA	COMPL. DELLOC	TOTAL MENSUAL	PAGA EXTRA	TOTAL ANUAL	TRIENNI MENSUAL	TRIENNI ANIAL
Investigador posdoc	1.190,35	159,01	81,84	1.431,20	1.431,20	20.036,80		
Investigador ordinari/a	1.190,35	159,01	796,94	2.146,30	2.146,30	30.048,20	45,76	640,64
Director/a de investigació	1.190,35	159,01	1.194,37	2.543,73	2.543,73	35.612,22	45,76	640,64
Inv. En formació	1.150,72			1.150,72	1.150,72	16.110,08		

En la tabla que se presenta a continuación, se encuentran las tarifas de investigadores de la UPC.

En cuanto al cálculo de las pagas extraordinarias, se suma el sueldo, los trienios, el complemento de categoría y el complemento de hogar. Aun así, haremos el cálculo por horas, ya que ellos trabajan a tiempo completo (40 h mensuales).

Tabla 16: Tabla retributiva investigador UPC precio/hora.

CATEGORIA	TARIFA (€/h)
Investigador posdoc	35,78
Investigador ordinari/a	53,66
Director/a de investigació	63,59
Inv. en formació	28,77

En el proyecto actual, constan dos tipos de investigadores: el investigador ordinario y el director de investigación, así que la tarifa con la que se calculará la ingeniería será de 60 €/h.

Por lo que el cuadro que desglose el coste por hora de cada uno de los profesionales implicados en este proyecto es el siguiente:

*Tabla 17: Tarifas de ingeniería*

CATEGORIA	TARIFA (€/h)
Geriatra	90
Investigador / ingeniero	60
Técnico	40

## 7.2.2. CONCEPTOS IMPUTABLES

Los conceptos imputables a nivel de ingeniería son todos aquellos puntos que han sido desarrollados durante la elaboración del proyecto.

En la siguiente tabla se muestran todos los conceptos y la cantidad de horas empleadas en cada uno de ellos, para que así se obtenga el coste total de ingeniería.

Tabla 18: Costes de ingeniería

CONCEPTO IMPUTABLE	PROFESIONAL	HORAS	TARIFA (€/h)	TOTAL (€)
<i>Protocolo estudio clínico</i>	Investigador	40	60	2400
	Geriatra x2	2	90	360
<i>Desarrollo del CRD</i>	Investigador	40	60	2400
	Geriatra	2	90	180
<i>Creación de la aplicación Android</i>	Programador	50	60	3000
<i>Adaptación y puesta a punto de los dinamómetros a partir de un diseño preexistente</i>	Ingeniero	10	60	600
	Técnico	20	40	800
<i>Preparación de la documentación para CEI</i>	Investigador	16	60	960
<i>Programación Matlab</i>	Técnico	20	40	800
	Investigador	10	60	600
<i>Recogida de datos</i>	Geriatra	3	90	270
<i>Análisis de datos</i>	Investigador	15	60	900
<b>TOTAL (€)</b>				<b>13.270,00</b>

Por tanto, la partida correspondiente al desarrollo del proyecto según la ingeniería asciende a 13.270,00 €.

### 7.3. PARTIDA DE COMPRAS COMERCIALES

En este apartado se incluyen todos los costes derivados de la adquisición de los elementos comerciales del proyecto como pueden ser los elementos necesarios para la modificación electrónica de los dinamómetros.



Tabla 19: Partida componentes comerciales

ELEMENTO	€ / UD.	UDS	TOTAL (€)
Dinamómetro de mano (Constant)	24	3	72
Tarjeta microSD (Transcend 2GB)	12,58	3	37,74
Sensor inercial MoMoPa	450	3	1350
Amplificador instrumentación	2,28	3	6,84
Placa de prototipado	1,5	3	4,5
Conectores varios e interruptor	3	3	9
Material diverso laboratorio	4	3	12
<b>TOTAL</b>	<b>1492,08</b>		

Por tanto, la partida correspondiente a la adquisición de los elementos comerciales asciende a 1.492,08 €.

#### 7.4. COSTE FINAL

A continuación, se conocerá el coste total del proyecto sumando todos los costes anteriormente desglosados.

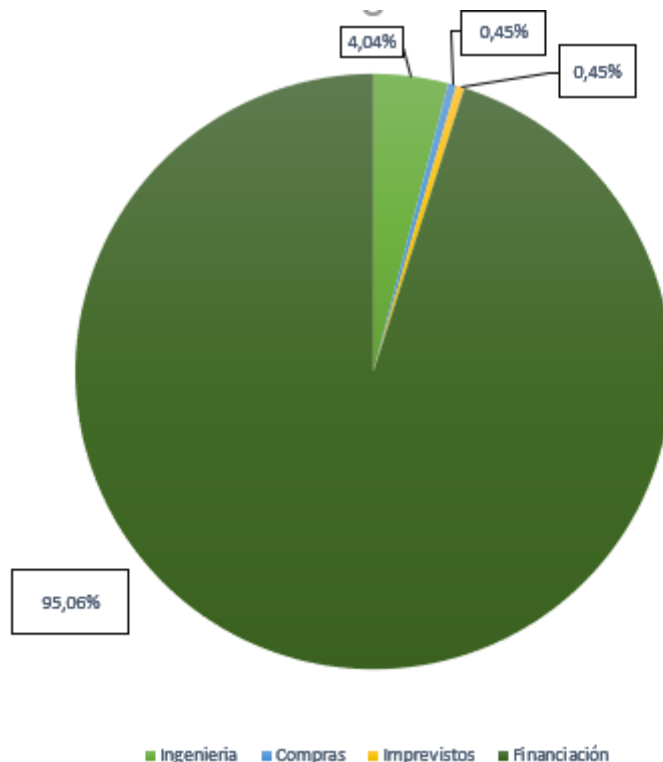
Tabla 20: Coste total proyecto

PARTIDA PRESUPUESTADA	IMPORTE TOTAL (€)
INGENERÍA	13.270,00
COMPRAS	1.492,08
<b>SUBTOTAL</b>	<b>14.762,08</b>
IMPREVISTOS (10%)	1.476,21
<b>COSTE TOTAL</b>	<b>16.238,29</b>

Por lo tanto, el coste total del proyecto realizado asciende a 16.238,29 €.

El porcentaje que implica cada partida en el coste total del desarrollo del proyecto cuando el total es la financiación de este, es el siguiente:

- Partida de ingeniería 4,04%
- Costes de componentes comerciales 0,45%
- Imprevistos 0,45%



*Gráfica 32: Distribución de costes del proyecto*

Por ello, se puede destacar que el total de la financiación es mucho más grande que los gastos, todavía se dispone del 95,06% de la financiación.

Este proyecto, como bien se ha explicado en varios apartados anteriores, es una pequeña parte del “Envellint”, por lo que, el resto de la financiación estaría disponible para otras finalidades futuras.

## 8. CONCLUSIONES

El objetivo de este proyecto es encontrar parámetros estadísticos que nos permitan mejorar los sistemas de evaluación de la fragilidad. En concreto, se buscan variables relacionadas directa o indirectamente con el nivel de fragilidad o funcionalidad/movilidad del sujeto.

En este sentido, el estudio quiere mejorar la evaluación existente. Hasta el momento el diagnóstico del nivel de fragilidad se lleva a cabo mediante el HGS, siendo esta una prueba subjetiva que solo tiene en cuenta el punto máximo de fuerza del sujeto. Este proyecto tiene como objetivo introducir en un futuro la inteligencia artificial como herramienta para evaluar este nivel de fragilidad y mejorar la eficacia y validez de los diagnósticos.

Para ello se ha propuesto hacer una medida de la fuerza de la HGS con un dinamómetro para objetivar los resultados, midiendo, en lugar de la fuerza pico instantánea, la fuerza en el tiempo durante 6 segundos para analizar la evolución de la señal. De esta señal se extraen las características matemáticas de la pendiente de subida y bajada, el tiempo de mantenimiento de la fuerza, la amplitud, la desviación, la fuerza máxima, la fuerza media, el instante de la fuerza máxima, el área, la amplitud de las fases de apriete y decaimiento, la Kurtosis y Skewness. Posteriormente, se correlacionan con los datos clínicos de las escalas de fragilidad de 50 pacientes obtenidos en geriátricos. Finalmente, los valores estadísticamente significativos se han analizado mediante diagramas de dispersión de los que se han extraído correlaciones lineales.

Después del tratamiento y depuración de la BBDD se han hallado las correlaciones estadísticamente significativas (+0.65) con la fuerza máxima y media. Aunque en contra de nuestra lógica ha sido básicamente el grupo de los hombres el que ha mostrado resultados estadísticamente importantes. Las características de fuerza máxima y media no aportan información nueva, ya que han sido reportadas en estudios anteriores en los que se relaciona directamente la fuerza muscular con el nivel de fragilidad.

El segundo grupo de características con una significancia menor (+0.50), pero a tener en cuenta, es la **pendiente de bajada** cuando se relaciona con los ensayos de Barthel y Lawton Brody. Este dato no se ha reportado en estudios anteriores, se ha observado que a medida que la pendiente de bajada aumenta el nivel de movilidad/funcionalidad aumenta y el de fragilidad disminuye porque cuando el paciente presenta

una movilidad/funcionalidad buena, tiene la capacidad de sostener mejor la fuerza en el tiempo y por lo tanto generar al final una pendiente de bajada muy pronunciada.

En tercer lugar, encontramos correlaciones con coeficientes más bajos. Sin embargo, cuando realizamos los diagramas de dispersión de estos, se encontraron tendencias muy interesantes. Cabe añadir que en muchas de estas presentaban tendencias en las líneas de regresión satisfactorias. La razón de estos resultados un tanto desconcertantes puede deberse al poco número de pacientes, pues en los diagramas muchos de ellos presentan una dispersión de los puntos elevada, encontrándose valores extremos que influyen en los resultados. Las características de nuestra curva-fuerza tiempo que presentan estas condiciones son las siguientes:

- Amplitud de la fuerza en la fase de apriete (FAfftAmp): En el grupo de los hombres a mayor nivel de movilidad/funcionalidad hay tendencia a aumentar la amplitud.
- Amplitud de la fuerza: En el grupo de hombres para para niveles de fragilidad mayores, tiende a disminuir la amplitud de la fuerza en la fase de mantenimiento.
- Instante de la fuerza máxima: En el grupo de hombres se observa que a mayor nivel de fragilidad presenta un intervalo de tiempo para ejercer la fuerza máxima más corto. En el grupo de las mujeres es la acción contraria a esta.

Los resultados de las mujeres que van en contra de nuestro sentido común pueden explicarse por la presencia de variables extrañas que no han sido controladas, estas deberán evaluarse para futuras investigaciones. Una de ellas puede ser el momento del día en el que se han llevado a cabo los ensayos, ya que en estudios psicológicos se ha demostrado que las personas están más cansadas por la tarde, encontrándose mejor rendimiento por la mañana.

Por otro lado, el número reducido de participantes es otro factor que afecta a la fiabilidad y validez de este estudio. Para poder obtener resultados generalizables al resto de la población es necesario que se replique el estudio con un número más grande de sujetos, tanto en el grupo de hombre como en el de mujeres.

Este estudio fue interrumpido por la pandemia, y se espera triplicar el número de ensayos de un futuro próximo. Por último, otro aspecto que habrá que ver, es si este nuevo protocolo de ensayo de fuerza-tiempo es bien asumido en consulta.

## AGRADECIMIENTOS

Para concluir me gustaría decir que este proyecto no hubiera sido posible sin la ayuda y apoyo de personas que me rodeaban día tras día.

A mi compañera de vida por estar ahí en los momentos de bajón y en los momentos de euforia, porque al final sin este tipo de apoyos morales el transcurso de este trabajo habría sido mucho más duro.

A pesar de la distancia que nos separa, agradecer a mi familia todas las llamadas que me hacían para motivarme y no dejar que me rindiese.

Me gustaría sobre todo remarcar el gran trabajo que ha realizado mi tutora Elsa Pérez Guindal, que siempre ha tenido tiempo para ayudarme y regalarme pensamientos optimistas durante el periodo del proyecto.

Por último, agradecer al Centro de Investigación Técnica de la Atención a la Dependencia y Vida Autónoma de la UPC por dejarme formar parte del proyecto PECT, darme el soporte académico necesario y orientarme en el análisis informático.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] García, A. A., García, A. A., & Rodríguez, R. P. (2019). Un perfil de las personas mayores en España, 2019. Indicadores estadísticos básicos. Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC). Centro de Ciencias Humanas y Sociales (CCHS). Envejecimiento en red. ISSN: INFORMES envejecimiento.
- [2] Redacción National Geographic. (2018). España será el país con mayor esperanza de vida en 2040. diciembre 3, 2019, de National Geographic Sitio web: [https://www.nationalgeographic.com.es/mundo-ng/actualidad/espana-sera-pais-mayor-esperanza-vida-2040\\_13356](https://www.nationalgeographic.com.es/mundo-ng/actualidad/espana-sera-pais-mayor-esperanza-vida-2040_13356)
- [3] Abizanda, P., Romero, L., Luengo, C. Uso apropiado del término fragilidad. Revista Española de Geriatria y Gerontología (2005) 40 (1): 58-59
- [4] Subdirección General de Planificación, Ordenación y Evaluación. Base Estatal de Datos de personas con valoración del grado de discapacidad (2016)
- [5] Ministerio de Sanidad, Consumo y Bienestar Social. ENSE, Encuesta Nacional de Salud España (2017)
- [6] Sociedad Española de Medicina Interna. Comorbilidad, Fragilidad y Discapacidad: Conceptos distintos e interrelacionados. (2012)
- [7] Xue, Q.L. The Frailty Syndrome: Definition and Natural History. Clinics of Geriatric Medicine (2011) 27 (1): 1-15
- [8] Fried, L.P., Tangen C.M., Walston, J., Newman, A.B., Hirsch, C., Gottdiener, J., et al. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. Journal of Gerontology: Medical Sciences (2001) 56(3): 146-156
- [9] Bortz, W.M. A conceptual framework of frailty: a review. The Journals of Gerontology. Series A, Biological sciences and Medical sciences (2002) 57 (5): 283-288
- [10] Rockwood, K., Song, X., MacKnight, C., Bergman, H., Hogan, D. B., McDowell, I., and Mitnitski, M. A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people (2005) 173(5): 489-495
- [11] Walston, J., Hadley, E.C., Ferrucci, L., Guralnik, J.M., Newman, A.B., Studenski, S.A., et al. Research Agenda for Frailty in Older Adults: Toward a Better Understanding of Physiology and Etiology: Summary from the American Geriatrics Society/National Institute on Aging Research Conference on Frailty in Older Adults. Journal of the American Geriatrics Society (2006) 54 (6): 991-1001
- [12] Giampaoli, S., Ferrucci, L., Cecchi, F., Lo Noce, C., Poce, A., Dima, F., Santaquilani, A., Fenicia Vescio, M., Menotti, A. Hand-grip strength predicts incident disability in non-disabled older men. Age and Ageing (1999) 28(3): 283-288

- [13] Xue, Q.L., Fried, L.P., Glass, T.A., Laffan, A., Chaves, P.H.M. Life-space constriction, development of frailty, and the competing risk of mortality: The Women's Health And Aging Study I. *American Journal of Epidemiology* (2008) 167(2): 240–248
- [14] Bandeen-Roche, K., Xue, Q.L., Ferrucci, L., Walston, J., Guralnik, J.M., Chaves, P., Zeger, S.L., Fried, L.P. Phenotype of frailty: characterization in the women's health and aging studies. *Journal Gerontology Series A Biology Sciences and Medical Sciences* (2006) 61(3): 262-266
- [15] Vergara, I., Bilbao, A., Orive, M., Garcia-Gutierrez, S., Navarro, G., Quintana, J.M. Validation of the Spanish version of the Lawton IADL Scale for its application in elderly people. *Health and Quality Life Outcomes* (2012) 10: 130
- [16] Mahoney, F.I., Barthel, D.W. Functional evaluation: The Barthel Index. *Maryland State Medical Journal* (1965) 14: 61-65
- [17] Redin, J.M. Valoración geriátrica integral (I). Evaluación del paciente geriátrico y concepto de fragilidad. *ANALES del Sistema Sanitario de Navarra* (1999) 22 (1): 41-50
- [18] Palacios Ceña, D. Elementos que modifican la valoración del anciano frágil. *Gerokomos* (2003) 14(3): 121-126
- [19] Amblàs-Novellas, J., Martori, J.C., Molist Brunet, N., Oller, R., Gómez-Batiste, X., Espauella Panicot, J. Índice frágil-VIG: diseño y evaluación de un índice de fragilidad basado en la Valoración Integral Geriátrica. *Revista Española de Geriatria y Gerontología* (2017) 52 (3): 119-127
- [20] Lorie Gage Richards, B. O.-T. (1996). How Forearm Position Affects Grip Strength. *American Journal of Occupational Therapy*, 133-138.
- [21] Khalid A Alahmari, S. P. (2017). Hand grip strength determination for healthy males in Saudi Arabia: A study of the relationship with age, body mass index, hand length and forearm circumference using a hand-held dynamometer. *Journal of International Medical Research*, 540-548.
- [22] Johanne Desrosiers, G. B. (1995). Normative Data for Grip Strength of Elderly Men and Women. *The American Journal of Occupational Therapy*, 637-644.
- [23] Innes, E. (1999). Handgrip strength testing: A review of the literature. In *Australian Occupational Therapy Journal* (pp. 120–140). School of Occupation and LeisureSciences, Faculty of Health Sciences, The University of Sydney, New South Wales, Australia.
- [24] Orit Shechtman, B. S. (2007). Using the Force-Time Curve to Detect

Maximal Grip Strength Effort. *Journal of Hand Therapy*, 37–48.

[25] Kamimura Tomoko, I. Y. (2001). Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 seconds and 10 seconds. *J Rehab Med*, 225-229.

[26] Jeremy J. Davis, J. R. (2010). Using Grip Strength Force Curves to Detect Simulation: A Preliminary Investigation . *Archives of Clinical Neuropsychology*, 204-211.

[27] Bhagwant Singh Sindhu, O. (2011). Using the Force–Time Curve to Determine Sincerity of Effort in People with Upper Extremity Injuries. *Journal of Hand Therapy*, 22-30.

[28] Petcharatana Bhuanantanondh, P. N. (2018). Determining sincerity of effort on grip strength test in three wrist positions. *Safety and health at work*, 59-62.

[29] L. De Dobbeleer, I. B. (2017). Force-time characteristics during sustained maximal handgrip effort according to age and clinical condition. *Experimental gerontology*, 192-198.

[30] Cheol-Min Lim, Y.-K. K. (2013). Effects of the resting time associated with the number of trials on the total and individual finger forces in a maximum grasping task. *Applied Ergonomics*, 440-746.

[31] Richard W. Bohannon, A. P.-W.-L. (2006). Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. *Elsevier*, 11-15.

[32] Haidar S. G., K. D. (2004). Average versus Maximum Grip Strength: Which is more Consistent? *Journal of hand surgery (European volume)*, 82-84.

[33] Kenneth Rockwood, X. S. (2005). A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people. *CMAJ*, 489-495.

[34] Jefatura del Estado. Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. «BOE» núm. 298, de 14 de diciembre de 1999. Referencia: BOE-A-1999-23750

[35] Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016. I. 119

[36] Barrera, M. A. M. (2014). Uso de la correlación de Spearman en un estudio de intervención en fisioterapia. *Movimiento científico*, 8(1), 98-104.



[37] Consell Comarcal del Garraf. Catálogo de servicios. Envel·liment actiu i saludable I dependència.

[38] Universitat Politècnica de Catalunya. Información de personal. Tablas retributivas de personal docente e investigador (PDI). Retribuciones y complementos. (2016)



Escola Politècnica Superior  
d'Enginyeria de Vilanova i la Geltrú

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

# ANEXOS

**TÍTULO:** ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LA FUERZA DE AGARRE MANUAL PARA ESTABLECER EL GRADO DE FRAGILIDAD DE LA POBLACIÓN ANCIANA.

**AUTOR:** CALBO PRATS, ALEJANDRO

**FECHA DE PRESENTACIÓN:** JUNIO, 2020

**APELLIDOS:** CALBO PRATS

**NOMBRE:** ALEJANDRO

**TITULACIÓN:** GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

**PLAN:**

**DIRECTOR:** PEREZ GUINDAL, ELSA

**CO-DIRECTOR:**  
—

**DEPARTAMENTO:** DEPARTAMENTO DE RESISTENCIA DE MATERIALES Y  
ESTRUCTURAS EN LA INGENIERIA

**CALIFICACIÓN DEL TFG**

**TRIBUNAL**

**PRESIDENTE**

**SECRETARIO**

**VOCAL**

**FECHA DE LECTURA:**

**Este Proyecto tiene en cuenta aspectos medioambientales:**

☐ **Sí** ☐ **No**

# SUMARIO

ANEXO 1..... 1

ANEXO 2. .... 15

ANEXO 3..... 20

ANEXO 4..... 22

ANEXO 5..... 30

ANEXO 6..... 78

ANEXO 7..... 74

ANEXO 8..... 104

# **ANEXO 1.**

# **PROTOCOLO**



Proyecto Número:	<b>GO 03-002565</b>
Siglas:	<b>ENVELLINT</b>
Título:	<b>Envelliment actiu i saludable i dependència</b>
Fecha de inicio:	<b>1/1/2019</b>
Duración:	<b>36 meses</b>

## **Protocolo Clínico**



## Revision history

Fecha	Investigador	Descripción	Nombre
7/3/2019	UPC	Protocolo clínico	Carlos Pérez López
12/3/2019	UPC	Revisión	Andreu Català
19/3/2019	UPC	Revisión	Andreu Català
27/3/2019	UPC	Revisión	Carlos Pérez
8/4/2019	CSG	Revisión	Alejandro Rodríguez M.
8/4/2019	UPC	Revisión	Andreu Català



## ACLARACIÓN

Los trabajos relacionados con este documento se han llevado a cabo de acuerdo con los más altos estándares técnicos y los investigadores del proyecto ENVELLINT (PECT-Garraf) se han esforzado por alcanzar el mayor grado de precisión y fiabilidad para el trabajo en cuestión. Sin embargo, los investigadores no tienen total control sobre el uso de la información contenida en este documento y que se puede utilizar en cualquier otra parte. Se considerará que, para el uso de este documento fuera de este proyecto, los investigadores implicados se han cerciorado de la idoneidad y fiabilidad de la información en relación con cualquier uso particular, el propósito o aplicación.

En ningún caso, cualquiera de los socios, sus funcionarios, empleados o agentes han de aceptar cualquier tipo de responsabilidad derivada de cualquier error o inexactitud contenida en este documento (o cualquier consolidación adicional, resumen, publicación o difusión de la información contenida en este informe) y / o los trabajos vinculados y renuncian a toda responsabilidad por cualquier pérdida, daños, gastos, reclamaciones o infracción de los derechos de terceros.

## Glosario

**Co-investigador:** Investigador adicional designado por el Investigador Principal CRD:

Cuaderno de Recogida de Datos (equivalente al CRF: Case Report Form) **AVD:**

Actividades de la Vida Diaria.

**VGI:** Valoración Geriátrica Integral.

**CEI:** Comité Ético de Investigación.

**FCI:** Formulario de Consentimiento Informado

**Monitor:** Persona designada por el promotor para observar y evaluar la calidad del estudio clínico.

**IP** Investigador principal es responsable del estudio. El papel del investigador principal es implementar y administrar la investigación clínica, así como garantizar la integridad de los datos y de los derechos, seguridad y bienestar de los sujetos involucrados en la investigación clínica.

**Coordinador de Reclutamiento:** designado por el promotor para coordinar la inclusión de los participantes y garantizar la estratificación del reclutamiento.

**FR:** Formulario de reclutamiento

**Patrocinador:** El patrocinador general del estudio es el Centre d'estudis Tecnològics per a l'atenció a la Dependència i vida autònoma de la Universitat Politècnica de Catalunya (CETPD-UPC) .





## Índice

1. Acerca del proyecto ENVELLINT.....	5
2. Hipótesis.....	5
3. Objetivo del estudio.....	6
4. Sujetos del estudio.....	6
4.1. Población.....	6
4.2. Reclutamiento, muestra y número de participantes.....	6
4.3. Criterios de inclusión y exclusión.....	7
5. Diseño del estudio.....	7
5.1. Duración del estudio.....	8
5.2. Medida de los datos del estudio.....	8
5.2.1. Variables e Instrumentos.....	8
5.2.2. Equipo.....	89
5.3. Formación de los investigadores.....	9
5.4. Descripción de la visita del estudio.....	9
5.5. Finalización del estudio.....	910
5.6. Interrupción del estudio.....	10
5.7. Retirada del estudio.....	10
6. Administración de la investigación.....	10
7. Responsabilidades del Patrocinador y del Investigador.....	11
7.1. Principales Responsabilidades del Patrocinador.....	11
7.2. Principales Responsabilidades del Investigador.....	11
8. Datos de Seguimiento y Control de Calidad.....	11
9. Confidencialidad.....	11
10. Formulario de Consentimiento Informado.....	12
11. Modificaciones del Protocolo.....	12
11.1. Desviaciones del Protocolo.....	12
11.2. Modificaciones del Protocolo.....	1213
12. Bibliografía:.....	13



## 1. Acerca del proyecto ENVELLINT

La situación demográfica en Europa está evolucionando hacia un envejecimiento de la población. Actualmente se estima que en 2060 casi el 40% de la población española será mayor de 65 años. Ante ello, servicios públicos como la sanidad deben cambiar sus modelos para moderar el impacto desde el punto de vista de la sostenibilidad. Una de las soluciones para lograr hacer que estos servicios sean sostenibles consiste en identificar marcadores que permitan la detección de efectos adversos en la salud de las personas de edad avanzada de forma temprana, dado que tratarlos en su inicio puede evitar posteriores complicaciones y abarata notablemente los tratamientos.

En este proyecto se propone la búsqueda de nuevos marcadores que permitan caracterizar y detectar de forma más objetiva, precisa y rápida situaciones de riesgo para la población de adultos mayores. En concreto, este protocolo se centra en encontrar nuevos marcadores que permitan la detección de adultos mayores frágiles y pre-frágiles. La forma más “clásica” de medir la fragilidad es la propuesta por Fried [1] y que está basada en 5 criterios: pérdida de peso, velocidad de la marcha, fuerza, actividad física y debilidad. Una forma de medir la fuerza muscular es a través de dinamómetros de mano que miden la fuerza máxima, pero existen otras características asociadas a esta medida más allá de lo que aporta el pico de fuerza máximo que puede ejercer un individuo. Estas características, que se pueden extraer de la evolución temporal de la transferencia de la fuerza en estos sistemas de medida, pueden estar correlacionadas directamente con diferentes índices de fragilidad. En este estudio se pretende realizar un análisis de la fuerza que ejerce un usuario en un dinamómetro de mano, no solo el pico de fuerza, sino analizar la forma de transferir la fuerza, su evolución temporal y la forma de la onda. Además, el estado funcional del paciente es otro marcador fundamental para detectar situaciones de riesgo. Por este motivo se pretenden buscar relaciones entre las diferentes características de la evolución temporal de la fuerza ejercida con el estado funcional del usuario. Como estándar de oro se utilizarán diversos índices de fragilidad y estado funcional.

Para alcanzar este objetivo se ha previsto realizar un estudio transversal que permita la adquisición de una base de datos de las señales de un dinamómetro de mano de la población objetivo y del estándar de oro a través de cuestionarios validados.

## 2. Hipótesis

Para poder abordar la correcta definición del protocolo se deben tener presentes las hipótesis generales del estudio:

- 1) Existen características de cómo se ejerce la fuerza en un dinamómetro de mano que son mejor marcador de fragilidad que la fuerza de pico.
- 2) Existen características de cómo se ejerce la fuerza en un dinamómetro de mano que se pueden relacionar con algunas escalas que miden la fragilidad.
- 3) Existen características de cómo se ejerce la fuerza en un dinamómetro de mano que se pueden relacionar con el estado funcional del usuario.



### 3. Objetivo del estudio.

El objetivo principal del proyecto es investigar la relación entre el modo como un adulto mayor ejerce la fuerza muscular en un dinamómetro de mano y escalas validadas de fragilidad. Además, se estudiarán estas relaciones con respecto a las obtenidas por la fuerza de pico ejercida.

Como objetivo secundario del estudio, se prevé investigar como las características de la señal de fuerza que ejerce un adulto mayor en un dinamómetro de mano se relacionan con su estado funcional.

### 4. Sujetos del estudio.

#### 4.1. Población

La población de referencia son ancianos mayores de 70 años.

#### 4.2. Reclutamiento, muestra y número de participantes.

Los participantes serán seleccionados mediante un muestreo de conveniencia (no probabilístico) entre los pacientes que acuden a los servicios médicos prestados por las entidades colaboradoras. La muestra será estratificada por el grado de fragilidad (participantes robustos, frágiles y pre-frágiles), para asegurar la inclusión de participantes de todo el espectro de este síndrome

La estimación del coeficiente de correlación de Pearson será concluyente cuando el tamaño muestral asegure correlaciones de las características de 0.25 o más. Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral y estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 10%, el tamaño muestral estimado es de 138 participantes. Por tanto, se incluirán 50 pacientes en cada estrato (robustos, frágiles y pre-frágiles), para asegurar el tamaño muestral mínimo requerido.

Cada participante incluido se asignará a uno de los tres estratos siguiendo los siguientes criterios, hasta completar el tamaño de cada estrato.

Estrato **1 robusto** (50 en total):

- Ningún criterio de fragilidad de Fried [1]
- Índice frágil-VIG [2]<0,2

Estrato **3 frágiles** (50 en total):

- 3 o más criterios de fragilidad de Fried [1]
- Índice frágil-VIG [2]>0,5



Estrato **2 pre-frágiles** (50 en total).

- No incluidos en el resto de estratos

Los candidatos que cumplan los criterios para participar en el estudio serán inmediatamente provistos de la Hoja de Información al Paciente y el formulario de consentimiento informado. El IP o un co-investigador explicaran el propósito del estudio, los procedimientos, posibles riesgos y beneficios y responsabilidades sujetas al participante potencial. Los candidatos tendrán la oportunidad de evaluar estos documentos en detalle y podrán realizar cualquier pregunta relacionada con el estudio a los investigadores. También se determinarán la voluntad y la capacidad para cumplir los requisitos de seguimiento del sujeto.

### 4.3. Criterios de inclusión y exclusión

Los participantes que cumplan los siguientes criterios serán **incluidos** en el estudio si:

1. Edad por encima de los 70 años.
2. Capacidad de lecto-escritura suficiente para contestar cuestionarios.
3. Dispuesto a participar en el estudio (firmando el consentimiento informado) y desee cooperar en todas sus partes, aceptando las normas de rendimiento y procedimientos establecidos por los investigadores.

Los participantes que cumplan los siguientes criterios serán **excluidos** del estudio:

1. Abuso de alcohol y/o de drogas.
2. Cualquier tipo de afectación neurológica u osteoarticular que afecte a la mano dominante que limite la fuerza o bien que altere su transferencia (enfermedad de Parkinson, artrosis, ictus,...).
3. Estar participando en otro ensayo clínico.
4. Incapacidad para comprender plenamente los riesgos y beneficios del estudio y dar su consentimiento informado.
5. Imposibilidad de cooperar con los procedimientos del estudio

## 5. Diseño del estudio

El objetivo principal de este estudio es investigar como ejerce la fuerza muscular un adulto mayor en un dinamómetro de mano y demostrar como algunas características de la curva de fuerza ejercida son mejores marcadores de fragilidad que únicamente la fuerza de pico. Para alcanzar este objetivo se debe generar una base de datos que permita estudiar las relaciones entre diferentes características de la forma de ejercer la fuerza en un dinamómetro de mano con diferentes escalas de fragilidad y funcionales validadas. Debido a la naturaleza de la medida, fuerza muscular en la mano dominante, y de los marcadores estándares utilizados en la actualidad se ha diseñado un estudio transversal que permita estudiar la correlación entre diversas variables cuantitativas obtenidas de un dinamómetro (incluyendo la fuerza pico y otras características de la curva de fuerza) con escalas validadas de fragilidad y capacidad funcional.

El estudio se realizará en una única visita donde se aplicarán los criterios de inclusión generales y se asignará al participante al estrato que le corresponda. En este proceso se administrarán al



aspirante las tres escalas de fragilidad requeridas. A continuación, si el aspirante es incluido en el estudio, se recogerán sus datos socio-demográficos, le aplicarán cuestionarios sobre capacidad funcional y se realizarán las pruebas de fuerza con el dinamómetro para capturar la evolución temporal de la señal de la fuerza ejercida.

## 5.1. Duración del estudio

El estudio comenzará tras conseguir la aprobación del CEI y de las autoridades competentes, si fuera necesario. La duración total del estudio se estima en 12 meses. El periodo de reclutamiento se abrirá inmediatamente después de la aprobación del CEI, y permanecerá abierto hasta el fin del estudio.

## 5.2. Medida de los datos del estudio

### 5.2.1. Variables e Instrumentos

#### Cuestionarios propios:

- **Datos de identificación personal:** nombre, dirección, número de teléfono,
- **Variables sociodemográficas:** fecha de nacimiento, sexo, nivel educativo, convivencia.

#### Escalas:

- Evaluación de los criterios de Fried para el SF[1].
- Índice frágil-VIG[2]
- Escala de Barthel [3].
- Escala de Lawton-Brody [4].

#### Medidas específicas:

En las pruebas para la medición de la fuerza mediante dinamómetro de mano el sujeto debe estar sentado en una silla con el antebrazo colocado en la parte superior de la pierna en posición neutral (como cuando se hace un apretón de manos, manteniendo el dinamómetro perpendicular a la pierna), los pies firmes en el suelo a la distancia del ancho de los hombros, el hombro aducido rotado neutralmente y debe utilizar la mano dominante.

En cada prueba el sujeto ejercerá el máximo posible de fuerza y la mantendrá durante 6 segundos. Se realizarán 3 repeticiones con el dinamómetro de mano. Entre cada prueba se debe respetar un intervalo de descanso de, al menos, 1 minuto. El investigador o persona que esté al cargo de las pruebas animará al sujeto a realizar el máximo de fuerza.

### 5.2.2. Equipo



- **Dinamómetro de Mano modificado:** Para poder registrar la medida de la evolución temporal de la señal de la fuerza ejercida, así como la fuerza pico, se utilizará un dinamómetro de mano modificado Constant modelo EH101 - 90Kg.
- **Tarjetas de USD:** Estas tarjetas se utilizan en el Dinamómetro de Mano modificado para adquirir las señales en crudo.
- **Aplicación Android:** Es una aplicación ad-hoc que permite el control del dinamómetro modificado y sincroniza el número de paciente y la fecha/hora.

### 5.3. Formación de los investigadores

Los IP y los co-investigadores recibirán una sesión de entrenamiento de 1 día, que comprenderá sesiones teóricas, incluyendo las guías e instrucciones de todos los instrumentos y las preguntas del Cuaderno de Recogida de Datos (CRD) Los investigadores tendrán la capacitación para manejar todo el sistema.

### 5.4. Descripción de la visita del estudio.

Los posibles participantes serán contactados por el IP o un co-investigador, para concertar una visita. En esta visita se comprobará si cumplen los criterios de inclusión, mientras que no cumplen con los de exclusión. Esta evaluación se hará constar en el CRD, de acuerdo con las directrices vigentes y las instrucciones escritas en la sección correspondiente del CRD. La visita tendrá una duración de alrededor de una hora.

Una vez que se ha determinado que el sujeto cumple con los criterios de inclusión, el formulario de consentimiento informado deberá ser debidamente cumplimentado, tanto por el sujeto, como por el investigador. Una copia del formulario de consentimiento informado se mantendrá con los registros de sujetos y una copia será proporcionada al sujeto. Una vez que el formulario de consentimiento informado ha sido firmado, el participante se incluirá en el estudio.

Después de incluir al participante serán recogidos algunos datos basales y socio- demográficos. A continuación, se procederá a realizar los cuestionarios necesarios como son los criterios de Fried [1] , el Índice frágil-VIG[2] y las escalas de Barthel y Lawton [3]. Esta evaluación se hará constar en el CRD, de acuerdo con las directrices aplicables y las instrucciones incluidas en la sección correspondiente del CRD.

En ese momento se realizarán las medidas específicas de la fuerza de la mano dominante del participante según se describe en el apartado 5.2.1.

### 5.5. Finalización del estudio

Se considera que han finalizado el estudio, los participantes que han completado la visita completa. Todas las personas inscritas en los pilotos deberán contabilizarse y documentarse.



## 5.6. Interrupción del estudio

A menos que se indique lo contrario, un participante debe interrumpir de forma permanente los procedimientos experimentales por cualquiera de las siguientes razones:

El participante desea interrumpir los procedimientos previstos en este protocolo. El participante experimenta una emergencia médica.

La razón para la interrupción del estudio debe ser registrado en el CRD del participante.

## 5.7. Retirada del estudio

Los participantes pueden ser retirados del estudio según criterio del investigador, si se produce una de las siguientes situaciones:

- El participante interrumpe voluntariamente su participación en el estudio. Continuar
- de los procedimientos del estudio pondría en peligro la salud y / o el bienestar del participante
- Hay una enfermedad concomitante (no relacionada con el tratamiento) que impide el cumplimiento de los procedimientos de estudio
- El participante no está dispuesto o no puede cumplir con el protocolo

Las razones de la retirada del estudio se deben registrar en el CRD del participante.

# 6. Administración de la investigación

Este protocolo y el formulario de consentimiento informado (CI) deben ser revisados y aprobados por el CEI apropiado cuando el estudio se lleve a cabo antes del proceso de reclutamiento de los participantes. Cualquier cambio en el protocolo que pueda aumentar el riesgo o presentar nuevos riesgos para el participante, o que pueda afectar negativamente a la validez de la prueba, deben ser aprobados por escrito por el patrocinador y el CEI antes de que el cambio sea implementado.

Este protocolo y el consentimiento informado (CI) deben ser revisados y aprobados por el CEI correspondiente. Antes del proceso de reclutamiento se debe entregar una copia firmada de la carta de aprobación CEI al investigador principal y debe ser sometida a la aprobación del patrocinador certificador del estudio. Los investigadores son responsables de presentar y obtener la aprobación del estudio por parte del CEI de acuerdo con las normas y reglamentaciones nacionales.





## **7. Responsabilidades del Patrocinador y del Investigador**

### **7.1. Principales Responsabilidades del Patrocinador**

Los patrocinadores son responsables de seleccionar investigadores calificados y proporcionarles la información que necesitan para llevar a cabo la investigación, asegurando un seguimiento adecuado y la obtención de la aprobación del CEI. Además, el patrocinador es responsable de garantizar que el CEI y las autoridades pertinentes sean informados sin demora de nueva información importante que surja sobre la investigación. El patrocinador es responsable de cumplir con las regulaciones gubernamentales

### **7.2. Principales Responsabilidades del Investigador**

El papel del investigador principal es implementar y administrar la investigación clínica, así como garantizar la integridad de los datos, los derechos, la seguridad y el bienestar de los sujetos involucrados en la investigación clínica.

Cada investigador se compromete a cumplir con todas las regulaciones gubernamentales aplicables y los requisitos de este estudio. Los investigadores que no cumplan con el protocolo, o con condiciones impuestas en las autorizaciones concedidas por el CE, no participarán más en el estudio.

## **8. Datos de Seguimiento y Control de Calidad**

Se utilizará un Cuaderno de Registro de Datos (CRD) para cada participante incluido en el estudio. El CRD deberá estar totalmente cumplimentado para cada participante y firmado por el investigador. El patrocinador capacitará al personal del centro para registrar correctamente los datos clínicos en el CRD. Las correcciones se harán con una línea sobre la entrada incorrecta, ingresando la información correcta, e iniciales y la fecha del cambio. Ninguna casilla debe dejarse en blanco, sino que deben indicar: NA no aplicable, ND datos no disponible. Se realizará un seguimiento de todos los CRD y los datos que falten. Los CRD originales serán firmados y se entregarán al patrocinador después de la verificación.

## **9. Confidencialidad**

En todos los informes y comunicaciones relacionados con los sujetos del estudio, se identificará al sujeto sólo por su número de caso. El investigador completará la identificación del sujeto en un archivo confidencial, que será utilizado a los fines de localización y seguimiento. Este archivo será tratado estrictamente según los estándares profesionales de confidencialidad y se archivará bajo medidas adecuadas de seguridad y acceso restringido, en los términos previstos en el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016 de





Protección de Datos (RGPD), así como en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal y normativa complementaria.

Los datos del estudio serán incorporados a un fichero del que es responsable y cuyo destinatario es la XXXX (con domicilio en ¿??????), con fines científicos, estadísticos y de investigación. En cualquier momento los participantes podrán ejercer plenamente sus derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, así como limitar el tratamiento de datos que sean incorrectos y solicitar una copia o que se trasladen a un tercero (portabilidad).

El Investigador y el Promotor están obligados a conservar los datos recogidos para el estudio al menos hasta 25 años tras su finalización.

## **10. Formulario de Consentimiento Informado**

El investigador principal, o su designado, de acuerdo con la política institucional, obtendrá un consentimiento informado que estará revisado y aceptado por el CE. El investigador obtendrá de cada participante un formulario de consentimiento con el nombre completo, fecha y firma. El Consentimiento Informado firmado constituye un documento confidencial y por lo tanto debe ser archivado en la carpeta de estudio. Al participante se le debe proporcionar una copia de la autorización.

## **11. Modificaciones del Protocolo**

### **11.1. Desviaciones del Protocolo**

Las instrucciones y procedimientos establecidos en este protocolo requieren una atención detallada para su ejecución. A excepción de una situación de emergencia, en la que la atención adecuada para la protección, la seguridad y el bienestar del sujeto de estudio requiere de un tratamiento alternativo, el estudio se llevará a cabo exactamente como se describe en el protocolo aprobado. No se permiten alteraciones o modificaciones de este protocolo. Cualquier aclaración debe ser autorizada por el patrocinador del monitor clínico. Cualquier asunto tratado de forma que se desvíe del protocolo, o que sea admitido en el estudio, pero no está clasificado de acuerdo con el protocolo, puede ser ilegible para el análisis y por lo tanto compromete el estudio. El investigador y el equipo de investigación deben cumplir con todas las leyes internacionales y nacionales

### **11.2. Modificaciones del Protocolo**

El protocolo no puede ser modificado por los investigadores o personal de estudio, sin haber obtenido previamente la revisión y la aprobación del coordinador del estudio y el patrocinador. Modificaciones médicamente significativas en el protocolo (por ejemplo, que afecten a los



derechos, la seguridad o el bienestar de las personas que participan en la investigación, la solidez científica del plan de investigación, la validez de los datos y la información que resulta de la realización de un protocolo aprobado, o la relación de la probabilidad del participante de riesgo / beneficio basada en la aprobación del protocolo o si hay otra manera significativa de inclusión de nuevas categorías de participantes, etc) no puede ser instituido con anterioridad a la aprobación de la correspondiente aprobación del CEI y/o por las autoridades competentes pertinentes.

## 12. Bibliografía:

- [1] L. P. Fried *et al.*, “Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype,” *Journals Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 56, no. 3, pp. M146 M157, Mar. 2001.
- [2] J. Amblàs-Novellas, J. C. Martori, N. M. Brunet, R. Oller, X. Gómez-Batiste, and J. E. Panicot, “Revista Española de Geriatria y Gerontología Índice frágil -VIG: dis no y evaluación de un índice de fragilidad basado en la Valoración Integral Geriátrica,” *Rev Esp Geriatr Gerontol*, 2017.
- [3] F. Mahoney and D. Barthel, “Functional evaluation: the Barthel index,” *Md State MedJ*, vol. 14, pp. 61 65.

# **ANEXO 2.**

## **HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE**

## **HOJA DE INFORMACIÓN**

---

Estimado participante:

Expresamos nuestro agradecimiento por atendernos para invitarle a participar en el estudio que le comentamos a continuación.

La participación es totalmente voluntaria y, si usted acepta participar, tendrá la opción de rechazar o abandonar el estudio en cualquier momento sin afectarse de ninguna manera el cuidado de su salud ni la relación con el personal sanitario que habitualmente lo atiende.

Le informamos que puede ser necesario revisar su historia clínica o consultar con su médico algunos aspectos formales de algún diagnóstico concreto. En cualquier caso, estos datos serán tratados tal y como se especifica en el apartado correspondiente de esta hoja de información.

### **MOTIVO DE LA INVITACIÓN**

La razón de invitarle a participar en el presente estudio se debe a que es usted mayor de 65 años.

Los investigadores de este estudio, estamos investigando como ejerce la fuerza muscular un adulto mayor en un dinamómetro de mano en relación con el síndrome de fragilidad. El objetivo final de este estudio es la búsqueda de nuevos marcadores que permitan caracterizar y detectar de forma más objetiva, precisa y rápida situaciones de riesgo para la población de adultos mayores. En concreto, este estudio se centra en encontrar nuevos marcadores que permitan la detección de adultos mayores frágiles y pre-frágiles.

Por este motivo necesitamos su colaboración ya que, sin los datos que podamos extraer de personas como usted, resultaría imposible un desarrollo como el que se propone en este proyecto. La razón por la que le hemos invitado a participar en este estudio, es porque es usted un buen candidato para recoger sus datos y, con ellos, poder investigar nuevos marcadores para la detección de adultos mayores frágiles.

### **OBJETIVO Y DISEÑO DEL ESTUDIO**

La situación demográfica en Europa está evolucionando hacia un envejecimiento de la población. Actualmente se estima que en 2060 casi el 40% de la población española será mayor de 65 años. Ante ello, servicios públicos como la sanidad deben cambiar sus modelos para moderar el impacto desde el punto de vista de la sostenibilidad. Una de las soluciones para lograr hacer que estos servicios sean sostenibles consiste en identificar marcadores que permitan la detección de efectos adversos en la salud de las personas de edad avanzada de forma temprana, dado que tratarlos en su inicio puede evitar posteriores complicaciones y abarata notablemente los tratamientos.

La fragilidad es un síndrome asociado al envejecimiento, que se caracteriza por una disminución de la reserva fisiológica. Esta disminución resultaría en un aumento del riesgo de incapacidad y/o mayor vulnerabilidad a eventos adversos sobre la salud. Algunos autores se refieren al síndrome de fragilidad como una reducción de la capacidad del organismo para enfrentarse al estrés.

La fragilidad está basada en 5 criterios: Pérdida de peso, Velocidad de la marcha, Fuerza, Actividad Física y Fatiga. Una forma de medir la fuerza muscular es a través de dinamómetros de mano que miden la fuerza máxima, pero existen otras características asociadas a esta medida más allá de lo que aporta el pico de fuerza máximo que puede ejercer un individuo. Estas características, que se pueden extraer de la evolución temporal de la transferencia de la fuerza en estos sistemas de medida, pueden estar relacionadas directamente con diferentes índices de fragilidad. En este estudio se pretende realizar un análisis de la fuerza que ejerce un usuario en un dinamómetro de mano, no solo el pico de fuerza, sino analizar la forma de transferir la fuerza, su evolución temporal y la forma de la onda.

Si decide participar en este estudio científico, se le citará un día (puede realizarse inmediatamente después de firmar el consentimiento informado) y se le realizará una sesión, que no durará más de una hora donde los investigadores le aplicarán diversos cuestionarios estandarizados y donde se le pedirá que realice una prueba con un dinamómetro de mano. En cualquier caso, le recordamos, que en cualquier momento puede dejar de participar en el estudio, sin que ello afecte de ninguna manera a su relación con el médico o a su asistencia médica.

## **COSTES Y RETRIBUCIONES, RIESGOS Y BENEFICIOS**

En este estudio no se ha dispuesto ninguna retribución económica para los participantes y no tendrá ningún coste para usted. Todos los costes del estudio corren a cargo del Promotor.

Con motivo de su participación, usted tendrá un beneficio indirecto, pues todos los datos recogidos durante el estudio respecto a su evaluación serán puestos a disposición de su médico cuando finalice el estudio.

En el estudio al que le invitamos a participar no se prueban nuevos fármacos, aparatos o tratamientos, por lo que no hay ningún riesgo de este tipo. Tampoco se necesitará la utilización de ninguna prueba diagnóstica invasiva que le pueda causar alguna molestia.

## **INFORMACIÓN DURANTE EL ESTUDIO**

Es muy importante para nosotros que usted se mantenga informado acerca del estudio en el que le invitamos a participar. Si en algún momento le surge alguna duda o desea una aclaración estaremos dispuestos a resolverla. Para ello, usted, o quien crea conveniente, puede llamarnos al siguiente número de teléfono (lunes a viernes de 9 a 15 h) para solicitar la información que desee: XXXXXXXXX

## **CONFIDENCIALIDAD Y SEGURIDAD DE SUS DATOS**

Sus datos serán incorporados a un fichero del que es responsable y cuyo destinatario es el XXXX (con domicilio en xxxx y CIF xxxx), con fines científicos, estadísticos y de investigación. En cualquier momento usted podrá ejercer plenamente sus derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, así como limitar el tratamiento de datos que sean incorrectos y solicitar una copia o que se trasladen a un tercero (portabilidad), en los términos previstos en el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016 de Protección de Datos (RGPD), así como en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal y normativa complementaria. Podrá ejercer estos derechos dirigiéndose por escrito a la dirección postal:

XXXXXX

o al siguiente correo electrónico:

XXXXXXXXX

Le recordamos que los datos no se pueden eliminar aunque deje de participar en el ensayo para garantizar la validez de la investigación y cumplir con los deberes legales. Así mismo tiene derecho a dirigirse a la Agencia de Protección de Datos si no quedara satisfecho.

Tanto su centro, como el Promotor son responsables respectivamente del tratamiento de sus datos y se comprometen a cumplir con la normativa de protección de datos en vigor. Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código, de manera que no se incluya información que pueda identificarle, y sólo su médico del estudio/colaboradores podrá relacionar dichos datos con usted y con su historia clínica. Por lo tanto, su identidad no será revelada a ninguna otra persona salvo a las autoridades sanitarias, cuando así lo requieran o en casos de urgencia médica. Los Comités de Ética de la Investigación, los representantes de la Autoridad Sanitaria en materia de inspección y el personal autorizado por el Promotor, únicamente podrán acceder para comprobar los datos personales, los procedimientos del estudio clínico y el cumplimiento de las normas de buena práctica clínica (siempre manteniendo la confidencialidad de la información).

El Investigador y el Promotor están obligados a conservar los datos recogidos para el estudio al menos hasta 25 años tras su finalización. Posteriormente, su información personal solo se conservará por el centro para el cuidado de su salud y por el Promotor para otros fines de investigación científica si usted hubiera otorgado su consentimiento para ello, y si así lo permite la ley y requisitos éticos aplicables.

Si realizáramos transferencia de sus datos codificados fuera de la UE a las entidades de nuestro grupo, a prestadores de servicios o a investigadores científicos que colaboren con nosotros, los datos del participante quedarán protegidos con salvaguardas tales como contratos u otros mecanismos por las autoridades de protección de datos. Si el participante quiere saber más al respecto, puede contactar al/ a la Delegado de Protección de Datos del promotor.

## **APROBACIÓN POR COMITÉ ÉTICO**

El estudio ha sido aprobado por el Comité Ético

## ATENCIÓN MÉDICA DEL PARTICIPANTE

Los cuidados de salud que usted habitualmente recibe no serán modificados por su participación en el estudio. Si lo cree conveniente, su médico podrá utilizar los datos de salud que se recogen durante el estudio para su atención médica, pero no está obligado a ello, por lo que es totalmente libre de tomar las decisiones que crea convenientes respecto a su salud y su tratamiento, de forma totalmente independiente del estudio. El personal de salud encargado de su atención y sus procedimientos seguirán siendo los mismos durante el estudio.

## INSTITUCIÓN, INVESTIGADORES Y FINANCIACIÓN DEL ESTUDIO

El XXXXXX es la institución organizadora del estudio (promotor).

El investigador principal y responsable es \_\_\_\_\_,  
perteneciente al equipo médico de \_\_\_\_\_.

Este estudio está financiado por el XXXX con apoyo del Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER).

El proyecto se ha iniciado en xxxx de 2019 y tiene una duración de 2 años.

Datos de contacto de la institución responsable del estudio:

---

---

---

---

Datos de contacto de los médicos investigadores:

---

---

---

---

# **ANEXO 3.**

# **FORMULARIO DE**

# **CONSENTIMIENTO**

# **INFORMADO**



**PACIENTE:** \_\_ \_\_

## **CONSENTIMIENTO INFORMADO**

**TÍTULO DEL ESTUDIO:**

**Envelliment actiu i saludable i dependència**

Nombre y apellidos de la persona que participa en el estudio:

.....

Domicilio de la persona que participa en el estudio:

.....

Número de teléfono de la persona que participa en el estudio:

.....

Declaro que:

- He leído la hoja de información que se me ha entregado.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio y puedo contactar con el equipo investigador para más aclaraciones.
- Comprendo que la participación es voluntaria.
- Comprendo que puedo negarme a la realización de alguna prueba o a responder alguna pregunta.
- Presto libremente mi conformidad para la participación en este estudio.

Fecha:

Firma:

# **ANEXO 4.**

## **CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS**



## **CRD - PROYECTO ENVELLINT**

**PACIENTE:** — —

**Fecha:**

### **¿Cumple con los criterios de INCLUSIÓN?**

- No ..... 0
- Sí ..... 1

**Criterio 1** - ¿Tiene edad superior a 70 años?

**Criterio 2** - ¿Ha firmado la hoja de consentimiento?

### **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:**

**Exclusión 1** - ¿Presenta cualquier tipo de afectación neurológica u osteoarticular que afecte a la mano dominante que limite la fuerza o bien que altere su transferencia?

- No ..... 1
- Sí ..... 0

### **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:**

**Exclusión 2** - ¿Está participando en otro ensayo clínico?

- No ..... 1
- Sí ..... 0

### **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:**

**Exclusión 3** - ¿Es un consumidor importante de drogas o alcohol?

- No ..... 1
- Sí ..... 0

### **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:**

**Exclusión 4** - ¿Incapacidad para comprender plenamente los riesgos y beneficios del estudio?

- No ..... 1
- Sí ..... 0



## 1.- CRITERIOS DE FRAGILIDAD DE FRIED

### CRITERIO 1: Pérdida de peso.

Pérdida de peso no intencionada en el último año mayor de 4,5 kg o mayor del 5% del peso previo en el último año.

#### 1. ¿Cumple criterio de fragilidad 1?

- No .....0
- Sí.....1

### CRITERIO 2: Baja energía y resistencia

#### 1. ¿Sentía que todo lo que hacía suponía un esfuerzo en la última semana?

- Rara vez (1 día o menos) .....0
- Alguna vez (1 a 2 días) .....1
- Ocasionalmente (3 a 4 días) .....2
- La mayor parte (5 a 7 días) .....3

#### 2. ¿Sentía que no podía ponerse en marcha la última semana?

- Rara vez (1 día o menos) .....0
- Alguna vez (1 a 2 días) .....1
- Ocasionalmente (3 a 4 días) .....2
- La mayor parte (5 a 7 días) .....3

Se considera criterio de fragilidad cuando existe una respuesta, a cualquiera de la dos preguntas, por encima de 1.

#### 3. ¿Cumple criterio de fragilidad 2?

- No .....0
- Sí.....1

### CRITERIO 3: Velocidad de la marcha

1. Altura: \_\_\_\_\_ cm
2. Tiempo en andar 15 pasos \_\_\_\_\_ segs

Se considera criterio de fragilidad cuando:

Hombres: altura  $\leq 173$  cm  $\geq 7$  segundos  
altura  $> 173$  cm  $\geq 6$  segundos

Mujeres: altura  $\leq 159$  cm  $\geq 7$  segundos  
altura  $> 159$  cm  $\geq 6$  segundos

#### 3. ¿Cumple criterio de fragilidad 3?

- No .....0
- Sí.....1

### CRITERIO 4: Fuerza prensora

1. Peso: \_\_\_\_\_ kg
2. Fuerza prensora (dinamómetro): \_\_\_\_\_ kg
3. IMC (Peso(Kg))/(Altura(m)<sup>2</sup>): \_\_\_\_\_ kg/m<sup>2</sup>

Se considera criterio de fragilidad cuando se cumplen las dos condiciones descritas a continuación:

Hombres:

IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	Fuerza prensora (Kg)
$\leq 24$	$< 29$
24,1-28	$\leq 30$
$> 28$	$\leq 32$

Mujeres:

IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	Fuerza prensora (Kg)
$\leq 23$	$\leq 17$
23,1-26	$\leq 17,3$
26,1-29	$\leq 18$
$> 29$	$\leq 21$

#### 4. ¿Cumple criterio de fragilidad 3?

- No.....0
- Sí.....1

### CRITERIO 5: Bajo nivel de actividad física

¿Qué actividad física ha hecho durante su tiempo libre en el ÚLTIMO MES O MES HABITUAL?

#### 1. Caminar.

Días/mes \_\_\_\_\_ Minutos/día \_\_\_\_\_ Meses/año \_\_\_\_\_

#### 2. Trabajar en el huerto.

Días/mes \_\_\_\_\_ Minutos/día \_\_\_\_\_ Meses/año \_\_\_\_\_

#### 3. Hacer deporte o bailar. ¿Qué tipo de deporte o baile?

Tipo de deporte/baile: \_\_\_\_\_

Días/mes \_\_\_\_\_ Minutos/día \_\_\_\_\_ Meses/año \_\_\_\_\_

Tipo de deporte/baile: \_\_\_\_\_

Días/mes \_\_\_\_\_ Minutos/día \_\_\_\_\_ Meses/año \_\_\_\_\_

Tipo de deporte/baile: \_\_\_\_\_

Días/mes \_\_\_\_\_ Minutos/día \_\_\_\_\_ Meses/año \_\_\_\_\_

#### 4. Subir escaleras.

Días/mes \_\_\_\_\_ Pisos/día \_\_\_\_\_

En UNA SEMANA O SEMANA HABITUAL:

#### 5. ¿Cuánto tiempo dedica a ir a comprar a PIE?

Minutos/semana \_\_\_\_\_

#### 6. ¿Cuánto tiempo dedica a LIMPIAR la casa?

Minutos/semana \_\_\_\_\_

Insertar datos en la calculadora del smartphone y apuntar resultado:

#### 7. Gasto energético en 14 días: \_\_\_\_\_ (METS-min/14 días)

#### 8. ¿Cumple criterio de fragilidad 5?

- No.....0
- Sí.....1

**2.-ESCALA BARTHEL:**

1. Comer
  - Totalmente independiente.....10
  - Necesita ayuda ..... 5
  - Dependiente ..... 0
2. Aseo
  - Totalmente independiente..... 5
  - Dependiente ..... 0
3. Vestido
  - Totalmente independiente.....10
  - Necesita ayuda ..... 5
  - Dependiente ..... 0
4. Arreglo
  - Totalmente independiente..... 5
  - Dependiente ..... 0
5. Deposición
  - Contínente.....10
  - Accidente ocasional (>1 vez/semana) ..... 5
  - Incontinente ..... 0
6. Micción
  - Contínente.....10
  - Accidente ocasional (>=1 vez/día) ..... 5
  - Incontinente ..... 0

7. Ir al retrete
    - Totalmente independiente.....10
    - Necesita ayuda..... 5
    - Dependiente ..... 0
  8. Traslado cama/sillón
    - Totalmente independiente.....15
    - Necesita ayuda (o pequeña ayuda física) .....10
    - Independiente en silla de ruedas..... 5
    - Dependiente ..... 0
  9. Deambulaci3n
    - Totalmente independiente.....15
    - Necesita ayuda (o pequeña ayuda física) .....10
    - Independiente en silla de ruedas..... 5
    - Dependiente ..... 0
  10. Subir y bajar escaleras
    - Totalmente independiente.....10
    - Necesita ayuda..... 5
    - Dependiente ..... 0
- Total: \_\_\_\_ (máx. 100)

**3.- ESCALA LAWTON Y BRODY.**

1. Capacidad para usar el teléfono.
  - Utiliza el teléfono por iniciativa propia.....1
  - Es capaz de marcar bien algunos números familiares .....1
  - Es capaz de contestar al teléfono, pero no de marcar .....1
  - No es capaz de usar el teléfono .....0
2. Hacer compras.
  - Realiza todas las compras necesarias independientemente.....1
  - Realiza independientemente pequeñas compras.....0
  - Necesita ir acompañado para hacer cualquier compra .....0
  - Totalmente incapaz de comprar.....0
3. Preparaci3n de la comida.
  - Organiza, prepara y sirve las comidas por sí solo adecuadamente.....1
  - Prepara adecuadamente las comidas si se le proporcionan los ingredientes.....0
  - Prepara, calienta y sirve las comidas, pero no sigue una dieta adecuada .....0
  - Necesita que le preparen y sirvan las comidas...0
4. Cuidado de la casa.
  - Mantiene la casa solo o con ayuda ocasional (para trabajos pesados).....1
  - Realiza tareas ligeras, como lavar los platos o hacer las camas.....1
  - Realiza tareas ligeras, pero no puede mantener un adecuado nivel de limpieza.....1
  - Necesita ayuda en todas las labores de la casa..1

- No participa en ninguna labor de la casa..... 0
5. Lavado de la ropa.
    - Lava por sí solo toda su ropa..... 1
    - Lava por sí solo pequeñas prendas ..... 1
    - Todo el lavado de ropa debe ser realizado por otro ..... 0
  6. Uso de medios de transporte.
    - Viaja solo en transporte público o conduce su propio coche..... 1
    - Es capaz de coger un taxi, pero no usa otro medio de transporte..... 1
    - Viaja en transporte público cuando va acompañado por otra persona..... 1
    - Sólo utiliza el taxi o el automóvil con ayuda de otros ..... 0
    - No viaja ..... 0
  7. Responsabilidad respecto a su medicaci3n.
    - Es capaz de tomar su medicaci3n a la hora y con la dosis correcta ..... 1
    - Toma su medicaci3n si la dosis le es preparada previamente ..... 0
    - No es capaz de administrarse su medicaci3n..... 0
  8. Manejo de sus asuntos económicos.
    - Se encarga de sus asuntos económicos por sí solo ..... 1
    - Realiza las compras de cada día, pero necesita ayuda en las grandes compras, bancos..... 1
    - Incapaz de manejar dinero..... 0

Total: \_\_\_\_\_ (máx. 8)

**4.-ÍNDICE FRÁGIL-VIG****Funcional**

## 1. AIVDs

¿Necesita ayuda para gestionar los asuntos económicos (banco, tiendas, restaurantes)?

- No .....0
- Sí.....1

¿Necesita ayuda para utilizar el teléfono?

- No .....0
- Sí.....1

¿Necesita ayuda para la preparación/administración de la medicación?

- No .....0
- Sí.....1

## 2. ABVDs

Seleccionar la opción correspondiente en función del índice de Barthel calculado en el apartado 2.

- ¿No dependencia (IB>=95)? .....0
- ¿Dependencia leve-moderada? (IB 90-65) .....1
- ¿Dependencia moderada-grave? (IB60-25) .....2
- ¿Dependencia absoluta (IB<20)? .....3

**Nutricional**

## 3. Malnutrición

¿Ha perdido ≥ 5% de peso en los últimos 6 meses?

- No .....0
- Sí.....1

**Cognitivo**

## 4. Grado de deterioro cognitivo

- ¿Ausencia de deterioro cognitivo? .....0
- ¿Det. cognitivo leve-moderado (equivalente a GDS<6)? .....1
- ¿Det. cognitivo grave-muy grave (equivalente a GDS≥ 6)? .....2

**Emocional**

## 5. Síndrome depresivo

¿Necesita medicación antidepresiva?

- No .....0
- Sí.....1

## 6. Insomnio - ansiedad

¿Necesita tratamiento habitual con benzodiacepinas u otros psicofármacos de perfil sedante para el insomnio/ansiedad?

- No .....0
- Sí.....1

**Social**

## 7. Vulnerabilidad social

¿Existe percepción por parte de los profesionales de situación de vulnerabilidad social?

- No .....0
- Sí.....1

**Síndromes Geriátricos**

## 8. Delirium

En los últimos **6 meses**, ¿Ha presentado delirium y/o trastorno de comportamiento, que ha requerido de neurolépticos?

- No.....0
- Sí.....1

## 9. Caídas

En los últimos **6 meses** ¿ha presentado ≥2 caídas o alguna caída que haya requerido hospitalización?

- No.....0
- Sí.....1

## 10. Úlceras

¿Presenta alguna úlcera (por decúbito o vascular, de cualquier grado)?

- No.....0
- Sí.....1

## 11. Polifarmacia

¿Habitualmente, toma ≥ 5 fármacos?

- No.....0
- Sí.....1

## 12. Disfagia

¿Se atraganta frecuentemente cuando come o bebe? En los últimos **6 meses**, ¿ha presentado alguna infección respiratoria por broncoaspiración?

- No.....0
- Sí.....1

**Síntomas graves**

## 13. Dolor

¿Requiere de ≥ 2 analgésicos convencionales y/o opiáceos mayores para el control del dolor?

- No.....0
- Sí.....1

## 14. Disnea

¿La disnea basal le impide salir de casa y/o que requiere de opiáceos habitualmente?

- No.....0
- Sí.....1

¿Necesita ayuda para utilizar el teléfono?

- No.....0
- Sí.....1

¿Necesita ayuda para la preparación/administración de la medicación?

- No.....0
- Sí.....1

**Enfermedades**

## 15. Cáncer

¿Tiene algún tipo de enfermedad oncológica activa?

- No.....0
- Sí.....1

¿Está considerada como crónica avanzada en el test NECPAL?:

- Cáncer metastásico o locoregional avanzado
- En progresión (en tumores sólidos)
- Síntomas persistentes mal controlados o refractarios a pesar de optimizar el tratamiento específico

- No .....0
- Sí.....1

#### 16. Respiratorias

¿Tiene algún tipo de enfermedad respiratoria crónica (EPOC, neumopatía restrictiva,...)?

- No .....0
- Sí.....1

¿Está considerada como crónica avanzada en el test NECPAL?:

- Dísnea de reposo o de mínimos esfuerzos entre exacerbaciones
- Confinado a domicilio con limitación marcha
- Criterios espirométricos de obstrucción severa (VEMS <30%) o criterios de déficit restrictivo severo (CV forzada <40% / DLCO <40%)
- Criterios gasométricos basales de oxigenoterapia crónica domiciliaria.
- Necesidad corticoterapia continuada
- Insuficiencia cardíaca sintomática asociada

- No .....0
- Sí.....1

#### 17. Cardíacas

¿Tiene algún tipo de enfermedad cardíaca crónica (Insuficiencia cardíaca, cardiopatía isquémica,...)?

- No .....0
- Sí.....1

¿Está considerada como crónica avanzada en el test NECPAL?:

- Dísnea de reposo o de mínimos esfuerzos entre exacerbaciones
- Insuficiencia cardíaca NYHA estadio III ó IV, enfermedad valvular severa no quirúrgica o enfermedad coronaria no revascularizable
- Ecocardiografía basal: FE <30% o HTAP severa (PAPs > 60)
- Insuficiencia renal asociada (FG <30 l / min)
- Asociación con insuficiencia renal e hiponatremia persistente.

- No .....0
- Sí.....1

#### 18. Neurológicas

¿Tiene algún tipo de enfermedad neurológica neurodegenerativa (E.de Parkinson, ELA,...)?

- No .....0
- Sí.....1

¿Está considerada como crónica avanzada en el test NECPAL?:

- Enfermedad neurológica degenerativa ELA, EM, Parkinson:
  - Deterioro progresivo de la función física y / o cognitivas
  - Síntomas complejos y difíciles de controlar
  - Disfagia / trastorno del habla persistente
  - Dificultades crecientes de comunicación
  - Neumonía por aspiración recurrente, disnea o insuficiencia respiratoria
- Enfermedad neurológica vascular (ictus):
  - Durante la fase aguda y subaguda (<3 meses post-ictus): estado vegetativo persistente o de mínima conciencia > 3 días
  - Durante la fase crónica (> 3 meses post-ictus): complicaciones médicas repetidas (o demencia con criterios de severidad post-ictus)

- No.....0
- Sí.....1

#### 19. Hepáticas

¿Tiene algún tipo de enfermedad hepática crónica (hepatopatía, cirrosis,...)?

- No.....0
- Sí.....1

¿Está considerada como crónica avanzada en el test NECPAL?:

- Cirrosis avanzada estadio Child C (determinado fuera de complicaciones o habiéndolas tratado y optimizado el tratamiento), MELD-Na > 30 o ascitis refractaria, síndrome hepato-renal o hemorragia digestiva alta por hipertensión portal persistente a pesar de optimizar tratamiento.
- Carcinoma hepatocelular en estadio C o D

- No.....0
- Sí.....1

#### 19. Renales

¿Tiene insuficiencia renal crónica (FG <60)?

- No.....0
- Sí.....1

¿Está considerada como crónica avanzada en el test NECPAL?:

- Insuficiencia renal severa (FG <15) en pacientes no candidatos o con rechazo a tratamiento sustitutivo y / o trasplante
- Finalización diálisis o fallo trasplante

- No.....0
- Sí.....1

Índice Frágil-VIG (Sumar y dividir entre 25): \_\_\_\_\_



**¿A qué estrato pertenece el participante?**

- Estrato 1 – robusto (Índice frágil-VIG  $<0,2$  y ningún criterio de Fragilidad de Fried)..... 1
- Estrato 3 – frágil (Índice frágil-VIG  $>0,5$  y 3 o más criterios de Fragilidad de Fried)..... 3
- Estrato 2 – pre- frágil (No incluidos en el resto de estratos)..... 2

**Numero de Paciente dentro del Estrato:** \_\_\_\_\_ (máx. 50)

**CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:**

**Exclusión 5 - ¿El estrato al cual pertenece el participante ya está completo?**

- No..... 1
- Sí..... 0

## 5.- MEDIDA DE LA FUERZA MUSCULAR

**Puesta en marcha del dinamómetro:**

1. Encender el dinamómetro, recordar que dispone de doble interruptor.
2. Abrir la aplicación de control en un smartphone.
3. Comprobar que la hora del Smartphone es correcta (sino cambiarla).
4. Configurar el número de usuario y realizar el encendido (START).
5. Cuando el LED del dinamómetro parpadee en verde se puede proceder con la prueba.
6. En cada repetición se debe parar y encender el sensor. Se debe realizar a través de la aplicación móvil con los botones START y STOP.

En las pruebas para la medición de la fuerza mediante dinamómetro de mano el sujeto debe estar sentado en una silla con el antebrazo colocado en la parte superior de la pierna en posición neutral (como cuando se hace un apretón de manos, manteniendo el dinamómetro perpendicular a la pierna), los pies firmes en el suelo a la distancia del ancho de los hombros, el hombro aducido rotado neutralmente y debe utilizar la mano dominante.

En cada prueba el sujeto ejercerá el máximo posible de fuerza y la mantendrá durante 6 segundos. Se realizarán 3 repeticiones con el dinamómetro de mano. Entre cada prueba se debe respetar un intervalo de descanso de, al menos, 1 minuto. El investigador o persona que esté al cargo de las pruebas puede animar al sujeto a realizar el máximo de fuerza. Los archivos con las señales recogidas se deben guardar, debidamente identificados, en el servidor de datos (APUNTAR LA WEB O EL SITIO PARA SUBIRLOS).

Identificador del archivo del dinamómetro: \_\_\_\_\_



### Escala Global Deterioration Scale (GDS)

Estadio GDS	Características
GDS 1. Ausencia de alteración cognitiva	Ausencia de dificultades objetivas o subjetivas
GDS 2. Defecto cognitivo muy leve	Quejas de pérdida de memoria. No se objetiva déficit en el examen clínico. Hay pleno conocimiento y valoración de la sintomatología
GDS 3. Defecto cognitivo leve	<p>Primeros defectos claros</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Manifestación en una o más de estas áreas:</li><li>• Haberse perdido en un lugar no familiar</li><li>• Evidencia de rendimiento laboral pobre</li><li>• Dificultad incipiente para evocar nombres de persona</li><li>• Tras la lectura retiene escaso material</li><li>• Olvida la ubicación pierde o coloca erróneamente objetos de valor</li><li>• Escasa capacidad para recordar a personas nuevas que ha conocido</li><li>• Disminución de la capacidad organizativa</li></ul> <p>Se observa evidencia objetiva de defectos de memoria únicamente en una entrevista intensiva</p>
GDS 4. Defecto cognitivo moderado	<p>Disminución de la capacidad para realizar tareas complejas. Defectos claramente definidos en una entrevista clínica cuidadosa:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>•</li><li>•</li><li>•</li><li>• Capacidad disminuida para viajar, controlar su economía, etc.</li></ul> <p>Frecuentemente no hay defectos en:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Orientación en tiempo y persona.</li><li>• Reconocimiento de caras y personas familiares</li><li>• Capacidad de viajar a lugares conocidos</li></ul> <p>La negación es el mecanismo de defensa predominante</p>
GDS 5. Defecto cognitivo moderadamente grave	<p>El paciente no puede sobrevivir mucho tiempo sin alguna asistencia. Requiere asistencia para escoger su ropa. Es incapaz de recordar aspectos importantes de su vida cotidiana (dirección, teléfono, nombres de familiares). Es frecuente cierta desorientación en tiempo o en lugar.</p> <p>Dificultad para contar al revés desde 40 de 4 en 4 o desde 20 de 2 en 2. Sabe su nombre y generalmente el de su esposa e hijos.</p>
GDS 6. Defecto cognitivo grave	<p>Se viste incorrectamente sin asistencia o indicaciones. Olvida a veces el nombre de su esposa de quien depende para vivir. Retiene algunos datos del pasado. Desorientación temporoespacial. Dificultad para contar de 10 en 10 en orden inverso o directo. Recuerda su nombre y diferencia los familiares de los desconocidos. Ritmo diurno frecuentemente alterado.</p> <p>Presenta cambios de la personalidad y la afectividad (delirio, síntomas obsesivos, ansiedad, agitación o agresividad y abulia cognoscitiva).</p>
GDS 7. Defecto cognitivo muy grave	<p>Pérdida progresiva de todas las capacidades verbales y motoras. Con frecuencia se observan signos neurológicos</p>

# **ANEXO 5.**

# **TABLAS**

TABLA 1: INFORMACIÓN DE LOS PACIENTES

PACIENT	EDAD	IMC	SEXO	DINAMÓMETRO
10927	86	22,1	1	1
11042	85	28,4	1	2
11723	98	26,2	2	1
14365	83	25,4	2	1
15250	82	27,7	1	3
16660	100	33,5	2	1
18729	81	29,5	2	3
19880	96	25,0	1	1
20493	86	24,5	2	1
21174	89	33,3	2	1
24482	95	24,8	2	1
24537	95	34,5	1	2
25653	85	28,5	2	1
27823	89	16,0	1	2
27975	88	24,1	1	3
31722	83	32,0	2	1
32932	92	21,9	1	3
33651	94	31,2	2	1
34679	100	26,5	2	1
41045	70	27,1	1	2
43822	98	26,7	1	1
44012	85	26,1	1	1
45346	82	33,3	2	1
48932	92	30,8	2	3
49190	91	29,8	2	1
49768	85	23,3	2	1
55262	87	21,7	1	3
56572	91	22,2	1	3
57509	90	28,7	2	1
59102	90	27,4	2	1
62696	74	26,8	1	2
63712	90	18,4	2	1
65788	94	29,4	1	1
66557	73	19,9	2	1
66637	83	24,9	2	1
66908	91	24,2	1	2
67363	97	24,3	1	2
69835	93	23,7	2	2
75579	92	28,8	2	3
75725	99	28,0	1	1
77877	85	24,0	2	1
79104	93	20,9	2	1
79338	87	27,3	2	1
83671	78	24,2	2	3
90650	81	25,4	2	1
93726	89	29,1	2	1
94858	84	34,3	1	3
94862	92	24,7	2	2

TABLA 2: RECTAS DINAMÓMETROS

nº Dinamómetro	m	b
1	1,012300	0,020700
2	0,973500	-0,159600
3	1,039100	0,231700

TABLA 3: CARACTERÍSTICAS DE LOS HOMBRES EXTRAIDAS A PARTIR DE LA MEDIA

HOMBRES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	GRUPO 1H	GRUPO 2H	FAfftAmp	FDfftAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FftKurtosis	FftSkewness
10927	493	8,59	3,53	0,85	10,89	142	1,16	1,02	4401,67	90	1	0,32	5	3	116,66	69,88	15,66	-2,27	12,42	3,23
11042	158	21,30	6,10	1,81	23,60	151	1,56	1,08	4663,43	100	4	0,04	1	0	889,51	394,80	7,03	-2,12	39,74	5,88
15250	340	11,25	3,86	0,95	13,92	275	1,21	1,03	4052,16	100	5	0	0	0	176,18	105,49	16,04	-2,80	16,90	3,79
19880	279	3,53	1,48	0,40	4,52	186	1,28	1,03	1158,23	35	1	0,48	9	3	85,38	32,69	5,50	-0,76	23,76	4,59
24537	322	16,40	5,44	1,66	18,98	146	1,41	1,05	6094,84	45	1	0,48	5	7	568,16	219,10	10,38	-2,51	31,54	5,28
27823	312	14,80	2,77	0,80	16,01	224	1,58	1,04	5487,92	60	0	0,6	7	8	664,64	188,87	13,32	-3,12	44,96	6,33
27975	290	23,64	2,92	0,71	24,62	167	1,65	1,04	8411,40	95	8	0,32	4	4	1352,16	244,17	19,91	-4,06	57,16	7,28
32932	152	21,49	1,47	0,44	22,06	282	2,20	1,04	5004,85	100	6	0,04	0	1	1624,48	197,79	4,80	-1,60	84,79	8,61
41045	295	24,26	5,31	1,31	26,54	295	1,41	1,07	8140,00	100	8	0	0	0	580,89	390,63	7,78	-2,32	27,50	4,80
43822	391	4,92	1,62	0,46	5,82	144	1,34	1,03	2138,69	15	0	0,64	10	6	160,96	50,64	10,32	-1,99	30,36	5,20
44012	290	12,91	1,34	0,31	13,86	445	1,61	1,04	4476,39	100	6	0,08	1	1	516,03	170,68	9,83	-2,81	42,38	6,11
55262	251	18,32	4,36	1,08	20,68	152	1,47	1,16	5696,16	70	4	0,52	5	8	584,14	550,16	7,12	-2,06	33,08	5,35
55672	235	9,29	0,80	0,19	9,55	258	1,74	1,06	2908,80	35	1	0,68	8	9	506,09	182,16	10,36	-2,76	61,08	7,52
62696	255	18,10	3,85	1,01	20,26	336	1,52	1,03	5564,39	100	4	0,16	2	2	709,12	164,10	11,33	-2,87	39,59	5,91
65788	216	18,77	5,91	1,51	20,44	224	1,65	1,19	5238,51	100	3	0	0	0	577,43	673,58	2,86	-1,09	42,77	6,08
66908	185	15,94	6,97	1,88	18,64	223	1,74	1,10	4216,68	90	2	0,12	2	1	908,29	352,04	4,26	-1,40	56,28	7,11
67363	249	21,56	2,94	0,68	22,84	184	1,52	1,06	6515,71	80	4	0,36	3	5	825,46	357,04	10,98	-2,92	41,43	6,11
75725	277	13,99	3,68	1,08	15,82	207	1,46	1,05	4341,01	65	1	0,36	5	4	290,96	172,34	6,27	-1,97	29,22	4,97
94858	366	22,02	6,84	2,10	24,86	191	1,67	1,07	9807,18	85	4	0,16	2	2	1140,53	571,88	8,20	-2,18	51,63	6,78

TABLA 4: CARACTERÍSTICAS DE LAS MUJERES EXTRAIDAS A PARTIR DE LA MEDIA

MUJERES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	GRUPO 1M	GRUPO 2M	FafftAmp	FDfftAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FftKurtosis	FftSkewness
11723	371	7,17	3,20	0,78	8,36	193,00	1,29	1,19	3266,22	100	1	0,12	2	1	175,38	398,19	4,17	-1,45	22,64	4,34
14365	336	14,47	3,69	1,01	16,22	208,50	1,44	1,13	5772,91	90	1	0,20	3	2	360,33	530,52	7,12	-2,10	30,14	5,08
16660	457	2,78	0,74	0,16	3,29	107,00	1,10	1,02	1323,54	80	0	0,24	4	2	28,09	25,15	17,72	-2,03	8,31	2,67
18729	259	20,56	2,02	0,61	21,43	242,50	1,78	1,07	6729,56	90	8	0,12	1	2	991,48	401,22	7,15	-2,28	56,73	7,03
20493	330	10,04	1,39	0,46	10,64	204,00	1,65	1,07	3986,42	100	2	0,04	1	0	485,85	222,41	8,56	-2,39	51,53	6,83
21174	349	7,06	3,01	0,90	8,94	191,67	1,79	1,05	3052,89	30	1	0,52	5	7	471,41	107,95	5,62	-1,26	65,11	7,72
24482	265	14,05	3,18	0,83	15,60	190,50	1,74	1,15	5019,33	95	2	0,20	2	3	864,45	424,52	5,17	-1,80	60,41	7,38
25653	229	9,72	3,83	1,17	12,17	148,00	1,40	1,11	2872,00	90	8	0,16	1	3	337,71	257,06	6,28	-1,44	32,21	5,33
31722	283	15,10	2,16	0,54	16,25	258,50	2,15	1,13	5880,45	40	1	0,40	6	4	1044,04	473,75	4,80	-1,69	80,09	8,43
33651	256	11,33	0,98	0,27	11,89	291,00	1,60	1,10	3670,27	95	1	0,24	4	2	472,01	305,76	7,51	-2,35	48,66	6,67
34679	309	4,30	1,02	0,29	4,71	234,00	1,43	1,06	1560,66	75	1	0,24	4	2	149,62	80,00	9,18	-2,23	39,03	6,09
45346	294	13,35	3,92	1,03	14,84	193,67	1,50	1,15	4970,56	75	1	0,56	6	8	523,63	415,13	5,72	-1,81	37,91	5,81
48932	341	11,94	5,71	1,52	14,37	174,33	1,50	1,04	4666,28	100	4	0,28	3	4	480,35	109,99	7,02	-1,78	37,42	5,76
49190	373	4,59	2,79	0,71	6,43	148,67	1,53	1,05	2163,29	95	7	0,12	2	1	284,90	67,64	4,60	-0,21	45,71	6,24
49768	370	13,19	4,93	1,63	16,02	184,00	1,67	1,27	6563,64	100	8	0,00	0	0	692,17	847,34	2,87	-0,92	51,38	6,80
57509	409	7,72	4,26	1,21	10,16	134,00	1,21	1,08	3467,24	30	0	0,48	8	4	176,79	178,73	7,62	-1,52	16,72	3,71
59102	322	13,53	3,34	0,80	14,63	177,00	1,47	1,06	4969,43	100	1	0,12	2	1	334,50	189,11	10,55	-2,61	28,95	4,84
63712	352	10,90	7,53	2,45	13,66	234,00	1,30	1,07	4218,02	90	1	0,24	3	3	221,79	226,82	3,16	-0,84	22,43	4,37
66557	340	4,55	1,58	0,34	5,75	121,00	1,50	1,06	1875,32	100	8	0,00	0	0	130,36	94,26	6,77	-1,18	42,35	5,65
66637	333	7,08	5,13	0,90	11,28	134,00	1,38	1,10	2844,35	100	8	0,08	1	1	300,18	162,15	4,90	-0,43	28,94	5,07
69835	351	7,74	1,59	0,36	8,27	283,33	1,48	1,06	3119,01	95	8	0,04	1	0	254,83	159,11	9,63	-2,57	40,90	6,02
75579	268	14,13	5,33	1,60	16,58	194,00	1,52	1,05	4596,75	85	4	0,24	5	1	629,98	167,77	8,60	-2,06	43,74	6,10
77877	342	14,01	7,43	2,01	16,96	178,33	1,55	1,17	5806,35	85	2	0,36	5	4	632,05	480,47	3,43	-0,89	42,64	6,15
79104	216	6,17	1,29	0,36	6,55	320,00	1,68	1,18	1880,43	15	0	0,76	10	9	266,34	264,97	3,59	-1,24	57,92	7,31
79338	219	9,59	1,21	0,37	9,97	337,50	2,34	1,09	3051,67	65	1	0,40	5	5	678,65	246,34	3,25	-1,25	95,10	9,29
83671	316	20,44	3,75	0,85	21,66	194,33	1,75	1,04	7610,85	100	8	0,00	0	0	1050,45	247,53	9,76	-2,71	52,11	6,70
90650	245	12,75	4,78	1,46	14,87	165,00	1,54	1,08	3939,62	95	5	0,32	2	6	586,09	252,94	6,66	-1,81	42,47	6,19
93726	201	11,44	3,02	1,02	12,63	231,33	1,75	1,16	3504,86	60	1	0,44	7	4	815,31	345,38	2,14	-0,79	77,72	8,19
94862	263	5,31	1,49	0,33	5,79	203,00	1,22	1,05	1539,89	95	4	0,24	2	4	84,09	78,99	11,60	-2,55	19,12	3,98

TABLA 5: CARACTERÍSTICAS DE LOS HOMBRES EXTRAIDAS A PARTIR DEL MÁXIMO

HOMBRES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	GRUPO 1H	GRUPO 2H	FAfftAmp	FDfftAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FfftKurtosis	FfftSkewness
10927	493	8,59	3,53	0,85	10,89	142	1,16	1,02	4401,67	90	1	0,32	5	3	116,66	69,88	15,66	-2,27	12,42	3,23
11042	237	23,23	9,86	3,23	24,38	161	1,67	1,11	6502,41	100	4	0,04	1	0	1020,57	585,69	10,04	-1,28	48,54	6,56
15250	368	12,12	4,92	1,13	15,55	436	1,26	1,03	4080,89	100	5	0	0	0	205,78	132,76	20,48	-2,20	21,40	4,36
19880	298	3,81	1,91	0,51	5,10	324	1,44	1,04	1212,61	35	1	0,48	9	3	98,30	40,64	7,34	-0,17	36,78	5,93
24537	327	17,08	9,38	2,58	20,22	167	1,44	1,05	6448,56	45	1	0,48	5	7	603,62	244,91	16,43	-1,64	36,50	5,76
27823	368	16,14	3,77	1,10	16,58	263	1,74	1,06	6191,67	60	0	0,6	7	8	862,08	236,81	19,68	-2,42	58,04	7,26
27975	298	24,19	5,42	1,19	25,73	177	1,80	1,04	9009,41	95	8	0,32	4	4	1726,43	279,84	22,90	-3,58	69,89	8,10
32932	195	22,46	1,95	0,62	22,81	319	2,53	1,04	5510,58	100	6	0,04	0	1	2352,18	217,70	7,52	-0,64	111,69	10,15
41045	343	24,30	8,36	2,09	27,80	332	1,47	1,10	9069,22	100	8	0	0	0	708,46	544,59	9,02	-2,22	34,53	5,50
43822	434	5,00	1,77	0,46	5,86	145	1,47	1,04	2293,41	15	0	0,64	10	6	233,75	59,09	11,30	-1,68	42,63	6,37
44012	290	12,91	1,34	0,31	13,86	445	1,61	1,04	4476,39	100	6	0,08	1	1	516,03	170,68	9,83	-2,81	42,38	6,11
55262	284	18,35	5,29	1,26	21,22	156	1,51	1,29	6029,67	70	4	0,52	5	8	694,35	947,04	11,03	-1,36	36,82	5,68
56572	297	10,20	1,21	0,25	10,47	317	1,78	1,08	3329,46	35	1	0,68	8	9	520,00	225,41	14,77	-2,29	65,72	7,82
62666	276	19,81	5,13	1,58	21,96	408	1,60	1,04	6369,26	100	4	0,16	2	2	810,95	176,15	13,66	-2,24	46,74	6,48
65788	235	18,86	8,44	1,93	20,84	235	1,70	1,22	5761,08	100	3	0	0	0	783,94	698,90	3,69	-0,76	46,98	6,40
66908	209	16,88	12,00	2,78	21,05	333	1,76	1,14	4779,54	90	2	0,12	2	1	1194,27	490,23	4,72	-1,23	59,06	7,31
67363	267	21,91	4,53	0,98	23,32	239	1,57	1,08	7075,41	80	4	0,36	3	5	894,11	429,07	12,84	-2,59	45,76	6,44
75725	277	13,99	3,68	1,08	15,82	207	1,46	1,05	4341,01	65	1	0,36	5	4	290,96	172,34	6,27	-1,97	29,22	4,97
94858	456	23,57	8,95	2,81	25,46	239	1,75	1,15	12833,19	85	4	0,16	2	2	1502,30	1361,10	9,23	-2,04	64,23	7,73

TABLA 6: CARACTERÍSTICAS DE LAS MUJERES EXTRAIDAS A PARTIR DEL MÁXIMO

MUJERES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	GRUPO 1M	GRUPO 2M	FafFtAmp	FDfFtAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FftKurtosis	FftSkewness
11723	386	9,11	3,64	0,89	10,84	245	1,45	1,22	4164,64	100	1	0,12	2	1	324,13	527,40	4,39	-1,34	34,31	5,53
14365	385	14,88	4,08	1,23	16,90	210	1,49	1,23	6304,71	90	1	0,2	3	2	453,64	924,21	9,24	-1,78	34,45	5,47
16660	471	3,11	0,79	0,17	3,58	107	1,10	1,02	1430,36	80	0	0,24	4	2	28,46	27,27	29,11	-0,14	8,85	2,77
18729	290	21,95	2,95	0,96	23,10	249	1,93	1,09	7347,36	90	8	0,12	1	2	1178,18	587,66	7,86	-2,12	72,27	8,09
20493	403	10,63	2,42	0,86	10,98	216	1,77	1,10	4233,65	100	2	0,04	1	0	621,33	337,35	9,33	-2,18	61,85	7,33
21174	374	8,03	4,04	1,37	9,61	214	2,06	1,07	3520,55	30	1	0,52	5	7	603,25	150,90	7,70	-0,03	86,28	8,95
24482	265	14,61	3,34	0,88	16,26	196	1,90	1,17	5431,23	95	2	0,2	2	3	1156,55	442,82	6,25	-1,56	75,86	8,41
25653	285	11,87	4,27	1,55	14,24	153	1,48	1,19	3937,72	90	8	0,16	1	3	389,39	358,61	8,43	-0,60	40,92	6,13
31722	318	16,89	3,43	0,78	18,74	299	2,33	1,21	6604,89	40	1	0,4	6	4	1083,74	733,46	6,57	-1,22	95,28	9,28
33651	256	11,33	0,98	0,27	11,89	291	1,60	1,10	3670,27	95	1	0,24	4	2	472,01	305,76	7,51	-2,35	48,66	6,67
34679	309	4,30	1,02	0,29	4,71	234	1,43	1,06	1560,66	75	1	0,24	4	2	149,62	80,00	9,18	-2,23	39,03	6,09
45346	364	14,23	8,84	2,25	17,17	276	1,57	1,32	6064,61	75	1	0,56	6	8	691,93	770,30	8,55	-1,22	42,64	6,17
48932	362	13,59	7,29	1,90	16,31	193	1,61	1,04	5370,39	100	4	0,28	3	4	598,24	159,76	7,63	-1,73	42,70	6,13
49190	475	6,26	4,20	1,13	9,13	170	1,76	1,09	3495,26	95	7	0,12	2	1	452,01	89,56	6,60	0,04	68,95	8,13
49768	447	14,40	5,42	1,83	17,49	186	1,69	1,36	8444,76	100	8	0	0	0	716,66	1210,49	3,50	-0,70	54,08	6,99
57509	454	9,22	6,34	2,00	13,15	140	1,32	1,08	3830,70	30	0	0,48	8	4	301,78	183,07	11,79	-0,29	24,14	4,60
59102	417	14,04	3,59	0,83	15,02	219	1,64	1,09	5868,37	100	1	0,12	2	1	429,71	270,09	17,01	-1,57	41,29	5,99
63712	434	11,46	7,75	2,82	13,98	256	1,38	1,12	4811,53	90	1	0,24	3	3	300,95	396,40	4,26	-0,39	27,61	4,89
66557	345	4,71	2,24	0,40	6,47	127	1,50	1,06	1971,13	100	8	0	0	0	181,85	97,01	10,59	-1,10	71,70	7,92
66637	333	7,08	5,13	0,90	11,28	134	1,38	1,10	2844,35	100	8	0,08	1	1	300,18	162,15	4,90	-0,43	28,94	5,07
69835	396	9,00	1,64	0,40	9,63	379	1,68	1,11	3337,42	95	8	0,04	1	0	424,31	289,37	14,53	-2,07	58,73	7,41
75579	290	15,05	7,26	2,00	16,60	215	1,78	1,06	4910,26	85	4	0,24	5	1	982,36	246,35	11,33	-1,45	65,68	7,82
77877	413	15,52	9,20	2,68	18,00	231	1,75	1,43	6730,11	85	2	0,36	5	4	978,54	1148,86	4,44	-0,63	55,55	7,06
79104	240	7,17	1,66	0,57	7,31	351	1,94	1,27	2220,45	15	0	0,76	10	9	340,49	395,30	5,29	-0,87	79,31	8,67
79338	234	9,66	1,87	0,59	10,08	368	2,34	1,10	3266,41	65	1	0,4	5	5	680,08	289,10	3,70	-1,05	101,49	9,65
83671	374	22,20	5,87	1,11	23,22	225	1,99	1,07	7941,12	100	8	0	0	0	1515,91	409,97	12,72	-2,33	70,55	7,93
90650	290	13,91	7,20	2,40	17,34	175	1,65	1,10	4746,50	95	5	0,32	2	6	679,76	356,23	9,56	-1,00	49,42	6,67
93726	298	11,96	3,45	1,14	12,97	268	1,75	1,19	4799,03	60	1	0,44	7	4	939,64	426,75	2,49	-0,60	90,44	8,89
94862	283	6,27	2,27	0,49	6,54	247	1,39	1,08	1794,83	95	4	0,24	2	4	162,60	144,57	13,00	-2,13	34,36	5,67



TABLA 7: CARACTERÍSTICAS DE LOS HOMBRES EXTRAIDAS A PARTIR DEL MÍNIMO

HOMBRES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	GRUPO 1H	GRUPO 2H	FAfftAmp	FDfftAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FftKurtosis	FftSkewness
10927	493	8,59	3,53	0,85	10,89	142	1,16	1,02	4401,67	90	1	0,3	5	3	116,66	69,88	15,66	-2,27	12,42	3,23
11042	109	18,84	3,21	0,87	22,07	146	1,49	1,05	3217,86	100	4	0	1	0	788,02	111,48	3,71	-2,75	33,39	5,35
15250	311	10,38	2,81	0,78	12,29	114	1,16	1,02	4023,42	100	5	0	0	0	146,59	78,22	11,60	-3,40	12,39	3,22
19880	258	3,29	0,65	0,21	3,55	114	1,19	1,03	1086,32	35	1	0,5	9	3	70,92	28,32	4,47	-1,94	15,13	3,65
24537	313	15,79	1,78	0,46	17,34	133	1,37	1,05	5878,22	45	1	0,5	5	7	506,42	204,18	5,94	-3,69	26,03	4,74
27823	224	13,97	0,91	0,27	15,65	199	1,41	1,03	4221,63	60	0	0,6	7	8	512,46	152,57	8,84	-4,11	34,20	5,57
27975	275	22,69	1,33	0,23	22,99	161	1,49	1,03	7779,83	95	8	0,3	4	4	1019,86	188,32	16,36	-4,47	42,42	6,26
32932	128	19,96	0,76	0,25	20,76	259	1,71	1,04	4503,60	100	6	0	0	1	973,17	176,83	1,76	-2,35	54,13	6,97
41045	247	24,22	2,27	0,54	25,29	257	1,35	1,04	7210,79	100	8	0	0	0	453,32	236,67	6,54	-2,43	20,48	4,11
43822	347	4,84	1,46	0,45	5,77	143	1,21	1,02	1983,97	15	0	0,6	10	6	88,17	42,20	9,34	-2,29	18,08	4,03
44012	290	12,91	1,34	0,31	13,86	445	1,61	1,04	4476,39	100	6	0,1	1	1	516,03	170,68	9,83	-2,81	42,38	6,11
55262	217	18,29	3,44	0,89	20,14	147	1,42	1,03	5362,65	70	4	0,5	5	8	473,93	153,27	3,21	-2,75	29,34	5,03
56572	204	8,75	0,36	0,08	9,08	192	1,70	1,05	2654,21	35	1	0,7	8	9	486,15	123,93	7,14	-3,37	56,11	7,14
62696	237	15,29	2,93	0,47	18,31	222	1,41	1,03	4814,50	100	4	0,2	2	2	559,15	147,50	8,78	-3,31	30,64	5,18
65788	196	18,68	3,38	1,09	20,03	212	1,60	1,17	4715,95	100	3	0	0	0	370,92	648,25	2,04	-1,42	38,56	5,75
66908	162	14,93	3,95	1,33	16,04	165	1,71	1,03	3501,42	90	2	0,1	2	1	593,32	84,48	3,43	-1,55	51,46	6,77
67363	234	21,31	1,43	0,31	22,18	154	1,47	1,05	5985,59	80	4	0,4	3	5	767,78	228,78	9,10	-3,23	37,99	5,85
75725	277	13,99	3,68	1,08	15,82	207	1,46	1,05	4341,01	65	1	0,4	5	4	290,96	172,34	6,27	-1,97	29,22	4,97
94858	299	21,02	5,55	1,71	24,47	163	1,61	1,03	7745,17	85	4	0,2	2	2	747,95	151,27	6,86	-2,45	37,85	5,69

TABLA 8: CARACTERÍSTICAS DE LAS MUJERES EXTRAIDAS A PARTIR DEL MÍNIMO

MUJERES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	GRUPO 1M	GRUPO 2M	FAfftAmp	FDfftAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FfftKurtosis	FfftSkewness
11723	356	5,23	2,76	0,66	5,88	141	1,13	1,16	2367,79	100	1	0,1	2	1	26,63	268,98	3,95	-1,56	10,98	3,15
14365	287	14,06	3,29	0,80	15,54	207	1,39	1,03	5241,11	90	1	0,2	3	2	267,02	136,82	5,00	-2,43	25,83	4,69
16660	443	2,45	0,69	0,14	3,01	107	1,09	1,02	1216,72	80	0	0,2	4	2	27,71	23,02	6,32	-3,92	7,76	2,56
18729	228	19,17	1,08	0,26	19,76	236	1,63	1,04	6111,76	90	8	0,1	1	2	804,78	214,78	6,45	-2,43	41,18	5,97
20493	266	8,86	0,85	0,24	10,03	196	1,50	1,05	3647,21	100	2	0	1	0	361,04	144,97	7,16	-2,69	41,25	6,15
21174	313	6,56	2,44	0,66	7,96	164	1,62	1,03	2765,55	30	1	0,5	5	7	337,44	84,08	3,04	-2,05	50,95	6,84
24482	264	13,50	3,01	0,79	14,94	185	1,58	1,12	4607,44	95	2	0,2	2	3	572,34	406,22	4,10	-2,05	44,96	6,35
25653	168	8,30	3,59	0,93	10,54	145	1,29	1,06	2218,35	90	8	0,2	1	3	259,98	128,52	3,77	-2,21	21,56	4,33
31722	248	13,30	0,88	0,30	13,77	218	1,96	1,05	5156,00	40	1	0,4	6	4	1004,34	214,04	3,02	-2,17	64,90	7,58
33651	256	11,33	0,98	0,27	11,89	291	1,60	1,10	3670,27	95	1	0,2	4	2	472,01	305,76	7,51	-2,35	48,66	6,67
34679	309	4,30	1,02	0,29	4,71	234	1,43	1,06	1560,66	75	1	0,2	4	2	149,62	80,00	9,18	-2,23	39,03	6,09
45346	216	12,85	1,41	0,41	13,44	144	1,46	1,04	4120,72	75	1	0,6	6	8	381,22	103,07	2,98	-2,59	32,45	5,31
48932	318	8,71	4,12	0,98	10,98	152	1,42	1,03	3657,51	100	4	0,3	3	4	294,72	81,85	5,87	-1,88	33,16	5,45
49190	274	3,41	1,73	0,36	4,76	113	1,16	1,03	1087,58	95	7	0,1	2	1	62,21	50,08	3,53	-0,64	13,89	3,51
49768	293	11,97	4,44	1,42	14,55	182	1,64	1,19	4682,52	100	8	0	0	0	667,68	484,19	2,23	-1,13	48,69	6,60
57509	363	6,21	2,17	0,42	7,17	128	1,11	1,08	3103,78	30	0	0,5	8	4	51,81	174,38	3,46	-2,76	9,30	2,81
59102	227	13,03	3,08	0,76	14,25	135	1,30	1,03	4070,50	100	1	0,1	2	1	239,28	108,14	4,08	-3,65	16,62	3,70
63712	270	10,33	7,31	2,08	13,34	212	1,22	1,02	3624,51	90	1	0,2	3	3	142,64	57,23	2,07	-1,28	17,24	3,86
66557	335	4,39	0,93	0,29	5,03	115	1,15	1,06	1779,50	100	8	0	0	0	78,87	91,51	2,96	-1,26	12,99	3,39
66637	333	7,08	5,13	0,90	11,28	134	1,38	1,10	2844,35	100	8	0,1	1	1	300,18	162,15	4,90	-0,43	28,94	5,07
69835	289	6,70	1,50	0,30	7,09	202	1,26	1,04	2875,34	95	8	0	1	0	113,89	82,09	6,54	-3,33	20,96	4,33
75579	245	13,22	3,39	1,20	16,56	173	1,27	1,03	4283,32	85	4	0,2	5	1	277,60	89,19	5,88	-2,67	21,81	4,39
77877	211	12,72	4,01	0,99	16,38	137	1,41	1,04	4865,04	85	2	0,4	5	4	431,10	103,99	2,01	-1,10	31,68	5,31
79104	202	5,30	0,78	0,18	5,60	267	1,47	1,13	1632,93	15	0	0,8	10	9	147,40	195,43	2,68	-1,76	39,71	6,11
79338	204	9,52	0,55	0,15	9,86	307	2,33	1,07	2836,92	65	1	0,4	5	5	677,22	203,58	2,80	-1,45	88,71	8,94
83671	274	17,34	1,97	0,63	19,14	174	1,52	1,02	7341,42	100	8	0	0	0	645,43	108,32	7,28	-3,10	32,87	5,30
90650	203	10,82	2,80	0,78	12,69	149	1,44	1,05	3310,65	95	5	0,3	2	6	489,08	116,28	3,82	-2,61	36,14	5,72
93726	115	10,77	2,72	0,93	12,08	176	1,97	1,12	2348,38	60	1	0,4	7	4	662,61	270,64	1,90	-0,96	58,18	7,13
94862	252	3,80	0,92	0,19	4,50	130	1,09	1,03	1145,73	95	4	0,2	2	4	29,65	41,27	10,35	-2,89	7,74	2,55

TABLA 19: CARACTERÍSTICAS DE LOS HOMBRES EXTRAIDAS POR PRUEBA

HOMBRES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	FAfftAmp	FDfftAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FftKurtosis	FftSkewness
	493	8,59	3,53	0,85	10,89	142	1,16	1,02	4401,67	90	1	0,32	116,66	69,88	15,66	-2,27	12,42	3,23
	109	18,84	9,86	3,23	22,07	161	1,67	1,05	3217,86	100	4	0,04	1020,57	111,48	3,71	-1,28	48,54	6,56
	127	23,23	3,21	0,87	24,35	147	1,49	1,11	4270,02	100	4	0,04	859,94	487,24	7,35	-2,32	37,27	5,74
	237	21,84	5,23	1,33	24,38	146	1,52	1,09	6502,41	100	4	0,04	788,02	585,69	10,04	-2,75	33,39	5,35
	311	12,12	4,92	1,13	15,55	436	1,26	1,03	4080,89	100	5	0	205,78	132,76	11,60	-2,20	21,40	4,36
	368	10,38	2,81	0,78	12,29	114	1,16	1,02	4023,42	100	5	0	146,59	78,22	20,48	-3,40	12,39	3,22
	282	3,81	1,88	0,51	5,10	114	1,19	1,03	1212,61	35	1	0,48	70,92	28,32	4,70	-0,17	15,13	3,65
	298	3,49	1,91	0,46	4,90	119	1,22	1,03	1175,76	35	1	0,48	86,94	29,11	4,47	-0,17	19,36	4,20
	258	3,29	0,65	0,21	3,55	324	1,44	1,04	1086,32	35	1	0,48	98,30	40,64	7,34	-1,94	36,78	5,93
	313	16,34	1,78	0,46	17,34	167	1,44	1,05	5878,22	45	1	0,48	603,62	204,18	16,43	-3,69	36,50	5,76
	327	17,08	5,16	1,95	19,38	138	1,42	1,05	6448,56	45	1	0,48	594,43	208,20	8,77	-2,19	32,10	5,34
	327	15,79	9,38	2,58	20,22	133	1,37	1,05	5957,75	45	1	0,48	506,42	244,91	5,94	-1,64	26,03	4,74
	344	16,14	0,91	0,27	16,58	263	1,41	1,03	6191,67	60	0	0,6	512,46	152,57	19,68	-4,11	34,20	5,57
	368	14,29	3,63	1,02	15,65	210	1,58	1,04	6050,46	60	0	0,6	619,38	177,21	11,44	-2,84	42,63	6,16
	224	13,97	3,77	1,10	15,82	199	1,74	1,06	4221,63	60	0	0,6	862,08	236,81	8,84	-2,42	58,04	7,26
	275	22,69	1,33	0,23	22,99	163	1,66	1,04	7779,83	95	8	0,32	1310,20	279,84	22,90	-4,47	59,18	7,49
	298	24,19	2,02	0,70	25,15	161	1,49	1,04	8444,96	95	8	0,32	1019,86	264,33	20,47	-4,14	42,42	6,26
	297	24,03	5,42	1,19	25,73	177	1,80	1,03	9009,41	95	8	0,32	1726,43	188,32	16,36	-3,58	69,89	8,10
	133	22,46	0,76	0,25	22,81	267	2,37	1,04	5510,58	100	6	0,04	2352,18	198,84	5,13	-1,82	111,69	10,15
	195	19,96	1,95	0,62	20,76	259	1,71	1,04	5000,38	100	6	0,04	973,17	176,83	7,52	-2,35	54,13	6,97
	128	22,04	1,69	0,44	22,61	319	2,53	1,04	4503,60	100	6	0,04	1548,09	217,70	1,76	-0,64	88,55	8,72
	247	24,22	2,27	0,54	25,29	257	1,47	1,10	7210,79	100	8	0	708,46	544,59	6,54	-2,22	34,53	5,50
	343	24,30	8,36	2,09	27,80	332	1,35	1,04	9069,22	100	8	0	453,32	236,67	9,02	-2,43	20,48	4,11
	434	5,00	1,77	0,46	5,77	145	1,21	1,02	2293,41	15	0	0,64	88,17	42,20	11,30	-2,29	18,08	4,03
	347	4,84	1,46	0,45	5,86	143	1,47	1,04	1983,97	15	0	0,64	233,75	59,09	9,34	-1,68	42,63	6,37
	290	12,91	1,34	0,31	13,86	445	1,61	1,04	4476,39	100	6	0,08	516,03	170,68	9,83	-2,81	42,38	6,11
	284	18,35	5,29	1,26	21,22	147	1,51	1,03	6029,67	70	4	0,52	694,35	153,27	11,03	-2,75	36,82	5,68
	217	18,29	3,44	0,89	20,14	156	1,42	1,29	5362,65	70	4	0,52	473,93	947,04	3,21	-1,36	29,34	5,03
	297	8,75	1,21	0,25	9,11	192	1,70	1,06	3329,46	35	1	0,68	486,15	197,14	14,77	-3,37	61,43	7,60
	204	8,91	0,36	0,08	9,08	317	1,78	1,08	2654,21	35	1	0,68	512,14	225,41	9,18	-2,63	65,72	7,82
	204	10,20	0,82	0,24	10,47	266	1,73	1,05	2742,73	35	1	0,68	520,00	123,93	7,14	-2,29	56,11	7,14
	251	15,29	5,13	1,58	18,31	408	1,60	1,03	4814,50	100	4	0,16	757,27	147,50	8,78	-2,24	46,74	6,48
	276	19,20	3,48	0,98	20,53	222	1,54	1,03	6369,26	100	4	0,16	810,95	168,65	13,66	-3,31	41,40	6,08
	237	19,81	2,93	0,47	21,96	377	1,41	1,04	5509,42	100	4	0,16	559,15	176,15	11,55	-3,07	30,64	5,18
	235	18,86	3,38	1,09	20,03	212	1,70	1,17	5761,08	100	3	0	783,94	648,25	3,69	-1,42	46,98	6,40
	196	18,68	8,44	1,93	20,84	235	1,60	1,22	4715,95	100	3	0	370,92	698,90	2,04	-0,76	38,56	5,75
	162	14,93	3,95	1,33	16,04	333	1,76	1,12	3501,42	90	2	0,12	593,32	490,23	3,43	-1,23	58,31	7,25
	184	16,02	4,96	1,52	18,84	165	1,71	1,14	4369,09	90	2	0,12	937,28	481,42	4,64	-1,55	51,46	6,77
	209	16,88	12,00	2,78	21,05	171	1,76	1,03	4779,54	90	2	0,12	1194,27	84,48	4,72	-1,42	59,06	7,31
	267	21,47	1,43	0,31	22,18	154	1,57	1,06	7075,41	80	4	0,36	894,11	429,07	12,84	-3,23	45,76	6,44
	234	21,31	4,53	0,98	23,32	158	1,47	1,05	5985,59	80	4	0,36	814,48	228,78	11,00	-2,93	37,99	5,85
	245	21,91	2,85	0,74	23,01	239	1,51	1,08	6486,12	80	4	0,36	767,78	413,29	9,10	-2,59	40,53	6,05
	277	13,99	3,68	1,08	15,82	207	1,46	1,05	4341,01	65	1	0,36	290,96	172,34	6,27	-1,97	29,22	4,97
	456	23,57	5,55	1,79	25,46	239	1,61	1,15	12833,19	85	4	0,16	747,95	1361,10	6,86	-2,07	37,85	5,69
	343	21,02	8,95	2,81	24,67	172	1,75	1,03	8843,17	85	4	0,16	1502,30	151,27	8,50	-2,04	64,23	7,73
	299	21,48	6,01	1,71	24,47	163	1,66	1,04	7745,17	85	4	0,16	1171,34	203,28	9,23	-2,45	52,80	6,93

TABLA 10: CARACTERÍSTICAS DE LAS MUJERES EXTRAIDAS POR PRUEBA

MUJERES	Tiempo Fase Mant.	Fuerza Media	Amplitud Fuerza	Desviación Fuerza	Fuerza Máxima	Instante Fuerza Max.	Pendiente de Subida	Pendiente de Bajada	Área	BARTHEL TOTAL	LAWTON BRODY	VIG	FfftAmp	FfftAmp	SignalKurtosis	SignalSkewness	FfftKurtosis	FfftSkewness
	386	5,23	3,64	0,66	5,88	245	1,13	1,16	2367,79	100	1	0,12	26,63	268,98	4,39	-1,56	10,98	3,15
	356	9,11	2,76	0,89	10,84	141	1,45	1,22	4164,64	100	1	0,12	324,13	527,40	3,95	-1,34	34,31	5,53
	287	14,06	3,29	0,80	15,54	210	1,39	1,23	5241,11	90	1	0,2	267,02	924,21	5,00	-1,78	25,83	4,69
	385	14,88	4,08	1,23	16,90	207	1,49	1,03	6304,71	90	1	0,2	453,64	136,82	9,24	-2,43	34,45	5,47
	471	2,45	0,79	0,17	3,01	107	1,10	1,02	1216,72	80	0	0,24	27,71	23,02	6,32	-0,14	8,85	2,77
	443	3,11	0,69	0,14	3,58	107	1,09	1,02	1430,36	80	0	0,24	28,46	27,27	29,11	-3,92	7,76	2,56
	228	19,17	1,08	0,26	19,76	249	1,93	1,09	6111,76	90	8	0,12	1178,18	587,66	6,45	-2,12	72,27	8,09
	290	21,95	2,95	0,96	23,10	236	1,63	1,04	7347,36	90	8	0,12	804,78	214,78	7,86	-2,43	41,18	5,97
	322	10,62	0,89	0,27	10,98	200	1,68	1,10	4233,65	100	2	0,04	475,17	337,35	7,16	-2,31	51,50	6,81
	266	10,63	0,85	0,24	10,91	196	1,77	1,06	3647,21	100	2	0,04	621,33	184,92	9,33	-2,69	61,85	7,53
	403	8,86	2,42	0,86	10,03	216	1,50	1,05	4078,39	100	2	0,04	361,04	144,97	9,20	-2,18	41,25	6,15
	360	8,03	2,55	0,68	9,61	164	1,68	1,07	3520,55	30	1	0,52	473,55	150,90	7,70	-2,05	58,11	7,35
	374	6,58	4,04	1,37	9,25	214	1,62	1,03	2872,57	30	1	0,52	337,44	84,08	3,04	-0,03	50,95	6,84
	313	6,56	2,44	0,66	7,96	197	2,06	1,04	2765,55	30	1	0,52	603,25	88,86	6,12	-1,71	86,28	8,95
	265	14,61	3,34	0,88	16,26	185	1,90	1,12	5431,23	95	2	0,2	1156,55	406,22	6,25	-2,05	75,86	8,41
	264	13,50	3,01	0,79	14,94	196	1,58	1,17	4607,44	95	2	0,2	572,34	442,82	4,10	-1,56	44,96	6,35
	285	11,87	3,64	1,02	14,24	153	1,29	1,10	3937,72	90	8	0,16	259,98	284,06	8,43	-2,21	21,56	4,33
	168	8,98	4,27	1,55	11,74	145	1,44	1,19	2218,35	90	8	0,16	363,77	358,61	3,77	-0,60	34,14	5,53
	233	8,30	3,59	0,93	10,54	146	1,48	1,06	2459,93	90	8	0,16	389,39	128,52	6,63	-1,52	40,92	6,13
	318	16,89	3,43	0,78	18,74	218	1,96	1,05	6604,89	40	1	0,4	1004,34	214,04	6,57	-2,17	64,90	7,58
	248	13,30	0,88	0,30	13,77	299	2,33	1,21	5156,00	40	1	0,4	1083,74	733,46	3,02	-1,22	95,28	9,28
	256	11,33	0,98	0,27	11,89	291	1,60	1,10	3670,27	95	1	0,24	472,01	305,76	7,51	-2,35	48,66	6,67
	309	4,30	1,02	0,29	4,71	234	1,43	1,06	1560,66	75	1	0,24	149,62	80,00	9,18	-2,23	39,03	6,09
	364	14,23	8,84	2,25	17,17	161	1,57	1,04	6064,61	75	1	0,56	691,93	103,07	5,62	-1,63	42,64	6,17
	216	12,95	1,52	0,41	13,90	144	1,46	1,32	4120,72	75	1	0,56	497,76	770,30	2,98	-1,22	38,64	5,94
	302	12,85	1,41	0,43	13,44	276	1,47	1,10	4726,35	75	1	0,56	381,22	372,00	8,55	-2,59	32,45	5,31
	362	8,71	4,12	0,98	10,98	152	1,42	1,04	3657,51	100	4	0,28	294,72	88,35	7,57	-1,73	33,16	5,45
	342	13,59	7,29	1,90	15,83	193	1,61	1,03	5370,39	100	4	0,28	598,24	81,85	5,87	-1,73	42,70	6,13
	318	13,54	5,71	1,68	16,31	178	1,48	1,04	4970,95	100	4	0,28	548,09	159,76	7,63	-1,88	36,39	5,69
	371	4,11	2,45	0,65	5,41	170	1,76	1,03	1907,03	95	7	0,12	340,48	50,08	3,53	-0,64	68,95	8,13
	475	6,26	4,20	1,13	9,13	163	1,66	1,03	3495,26	95	7	0,12	452,01	63,29	3,69	0,04	54,29	7,08
	274	3,41	1,73	0,36	4,76	113	1,16	1,09	1087,58	95	7	0,12	62,21	89,56	6,60	-0,03	13,89	3,51
	447	14,40	5,42	1,83	17,49	186	1,64	1,36	8444,76	100	8	0	716,66	1210,49	2,23	-0,70	48,69	6,60
	293	11,97	4,44	1,42	14,55	182	1,69	1,19	4682,52	100	8	0	667,68	484,19	3,50	-1,13	54,08	6,99
	454	6,21	2,17	0,42	7,17	128	1,11	1,08	3103,78	30	0	0,48	51,81	183,07	11,79	-2,76	9,30	2,81
	363	9,22	6,34	2,00	13,15	140	1,32	1,08	3830,70	30	0	0,48	301,78	174,38	3,46	-0,29	24,14	4,60
	227	14,04	3,59	0,83	15,02	219	1,64	1,09	4070,50	100	1	0,12	429,71	270,09	4,08	-1,57	41,29	5,99
	417	13,03	3,08	0,76	14,25	135	1,30	1,03	5868,37	100	1	0,12	239,28	108,14	17,01	-3,65	16,62	3,70
	434	10,33	7,75	2,82	13,98	212	1,38	1,02	4811,53	90	1	0,24	300,95	57,23	2,07	-0,39	27,61	4,89
	270	11,46	7,31	2,08	13,34	256	1,22	1,12	3624,51	90	1	0,24	142,64	396,40	4,26	-1,28	17,24	3,86
	335	4,39	0,93	0,29	5,03	127	1,50	1,06	1779,50	100	8	0	181,85	91,51	2,96	-1,26	71,70	7,92
	345	4,71	2,24	0,40	6,47	115	1,15	1,06	1971,13	100	8	0	78,87	97,01	10,59	-1,10	12,99	3,39
	333	7,08	5,13	0,90	11,28	134	1,38	1,10	2844,35	100	8	0,08	300,18	162,15	4,90	-0,43	28,94	5,07
	396	6,70	1,64	0,30	7,09	269	1,26	1,04	2875,34	95	8	0,04	113,89	82,09	14,53	-3,33	20,96	4,33
	367	7,53	1,64	0,40	8,07	202	1,52	1,04	3144,28	95	8	0,04	226,27	105,87	7,83	-2,32	43,01	6,30
	289	9,00	1,50	0,38	9,63	379	1,68	1,11	3337,42	95	8	0,04	424,31	289,37	6,54	-2,07	58,73	7,41
	245	13,22	7,26	2,00	16,56	173	1,78	1,03	4283,32	85	4	0,24	982,36	89,19	5,88	-1,45	65,68	7,82
	290	15,05	3,39	1,20	16,60	215	1,27	1,06	4910,26	85	4	0,24	277,60	246,35	11,33	-2,67	21,81	4,39
	211	15,52	4,01	0,99	16,49	231	1,50	1,43	4865,04	85	2	0,36	431,10	1148,86	2,01	-0,63	40,68	6,08
	402	13,78	9,20	2,68	18,00	167	1,75	1,05	6730,11	85	2	0,36	978,54	188,58	3,85	-0,95	55,55	7,06
	413	12,72	9,07	2,38	16,38	137	1,41	1,04	5823,90	85	2	0,36	486,53	103,99	4,44	-1,10	31,68	5,31
	240	5,30	1,44	0,34	5,60	342	1,47	1,13	1632,93	15	0	0,76	147,40	204,17	5,29	-1,76	39,71	6,11
	202	6,02	1,66	0,57	6,73	351	1,94	1,13	1787,91	15	0	0,76	340,49	195,43	2,80	-0,87	79,31	8,67
	207	7,17	0,78	0,18	7,31	267	1,65	1,27	2220,45	15	0	0,76	311,13	395,30	2,68	-1,10	54,74	7,16
	204	9,52	1,87	0,59	10,08	368	2,34	1,07	2836,92	65	1	0,4	680,08	203,58	2,80	-1,05	101,49	9,65
	234	9,66	0,55	0,15	9,86	307	2,33	1,10	3266,41	65	1	0,4	677,22	289,10	3,70	-1,45	88,71	8,94
	274	22,20	3,40	0,81	23,22	225	1,99	1,07	7941,12	100	8	0	1515,91	409,97	7,28	-2,33	70,55	7,93
	374	17,34	5,87	1,11	19,14	174	1,74	1,02	7550,01	100	8	0	990,01	108,32	12,72	-3,10	52,92	6,86
	299	21,78	1,97	0,63	22,63	184	1,52	1,04	7341,42	100	8	0	645,43	224,31	9,26	-2,72	32,87	5,30
	241	10,82	4,33	1,21	12,69	171	1,65	1,05	3310,65	95	5	0,32	589,42	116,28	6,60	-1,83	49,42	6,67
	290	13,51	2,80	0,78	14,56	175	1,44	1,10	4746,50	95	5	0,32	489,08	356,23	9,56	-2,61	36,14	5,72
	203	13,91	7,20	2,40	17,34	149	1,52	1,10	3761,70	95	5	0,32	679,76	286,29	3,82	-1,00	41,87	6,17
	115	11,57	2,89	0,93	12,85	176	1,97	1,17	2348,38	60	1	0,44	662,61	338,74	2,49	-0,96	58,18	7,13
	298	11,96	3,45	1,14	12,97	268	1,75	1,12	4799,03	60	1	0,44	939,64	270,64	2,02	-0,80	84,55	8,56
	190	10,77	2,72	0,99	12,08	250	2,65	1,19	3367,17	60	1	0,44	843,66	426,75	1,90	-0,60	90,44	8,89
	283	3,80	1,29	0,32	4,50	130	1,09	1,03	1145,73	95	4	0,24	29,65	41,27	13,00	-2,13	7,74	2,55
	253	5,86	2,27	0,49	6,32	247	1,17	1,08	1679,09	95	4	0,24	60,02	144,57	10,35	-2,63	15,27	3,72
	252	6,27	0,92	0,19	6,54	232	1,39	1,03	1794,83	95	4	0,24	162,60	51,12	11,44	-2,89	34,36	5,67

**TABLA 12: CORRELACIONES SEGÚN LA MEDIA PEARSON**

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,253	0,295	-0,266	0,270	0,297	0,218
Fuerza Media	0,657	0,002	0,689	0,001	-0,511	0,025
Amplitud Fuerza	0,415	0,077	0,102	0,678	-0,471	0,042
Desviación Fuerza	0,337	0,158	0,034	0,890	-0,419	0,074
Fuerza Máxima	0,676	0,002	0,667	0,002	-0,540	0,017
Instante de Fuerza Máxima	0,415	0,077	0,425	0,070	-0,452	0,052
Área	0,259	0,285	0,295	0,221	-0,227	0,350
Pendiente de Subida	0,199	0,415	0,066	0,789	-0,182	0,456
Pendiente de Bajada	0,510	0,026	0,587	0,008	-0,333	0,164
FAfftAmp	0,457	0,049	0,542	0,016	-0,332	0,165
FDfftAmp	0,390	0,099	0,302	0,210	-0,350	0,142
SignalKurtosis	0,037	0,880	0,151	0,537	0,222	0,361
SignalSkewness	-0,156	0,523	-0,340	0,155	-0,152	0,534
FftKurtosis	0,160	0,514	0,264	0,275	-0,099	0,686
FftSkewness	0,108	0,661	0,241	0,321	-0,042	0,865

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,156	0,420	-0,006	0,977	-0,320	0,090
Fuerza Media	0,183	0,341	0,158	0,414	-0,113	0,561
Amplitud Fuerza	0,189	0,327	0,111	0,566	-0,004	0,984
Desviación Fuerza	0,124	0,521	0,043	0,825	0,052	0,789
Fuerza Máxima	0,206	0,285	0,210	0,274	-0,127	0,511
Instante de Fuerza Máxima	-0,322	0,088	-0,276	0,148	0,337	0,074
Área	-0,124	0,522	0,101	0,603	0,028	0,884
Pendiente de Subida	-0,122	0,527	-0,097	0,618	0,181	0,347
Pendiente de Bajada	0,200	0,298	0,162	0,402	-0,189	0,326
FAfftAmp	-0,041	0,834	0,148	0,443	0,021	0,914
FDfftAmp	0,043	0,824	0,008	0,966	-0,018	0,927
SignalKurtosis	0,217	0,259	-0,007	0,972	-0,269	0,158
SignalSkewness	-0,204	0,287	0,074	0,703	0,200	0,299
FftKurtosis	-0,347	0,065	-0,029	0,883	0,259	0,175
FftSkewness	-0,303	0,110	0,019	0,921	0,240	0,210

## KENDALL

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,221	0,220	-0,158	0,390	0,144	0,418
Fuerza Media	0,377	0,034	0,553	0,002	-0,293	0,091
Amplitud Fuerza	0,226	0,207	0,075	0,694	-0,329	0,058
Desviación Fuerza	0,163	0,368	0,025	0,914	-0,282	0,106
Fuerza Máxima	0,377	0,034	0,528	0,003	-0,329	0,058
Instante de Fuerza Máxima	0,365	0,040	0,327	0,068	-0,305	0,079
Área	0,201	0,264	0,176	0,334	-0,138	0,439
Pendiente de Subida	0,113	0,540	0,101	0,591	-0,138	0,439
Pendiente de Bajada	0,214	0,235	0,377	0,035	-0,162	0,360
FAfftAmp	0,314	0,078	0,390	0,029	-0,186	0,291
FDfftAmp	0,214	0,235	0,264	0,142	-0,234	0,181
SignalKurtosis	-0,013	0,971	0,038	0,858	0,174	0,325
SignalSkewness	-0,075	0,692	-0,189	0,299	-0,114	0,527
FftKurtosis	0,101	0,589	0,138	0,452	0,006	1,000
FftSkewness	0,075	0,692	0,151	0,410	0,054	0,778



MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,179	0,200	-0,036	0,815	-0,212	0,121
Fuerza Media	0,058	0,688	0,147	0,310	-0,028	0,850
Amplitud Fuerza	0,116	0,411	0,180	0,211	0,013	0,940
Desviación Fuerza	0,011	0,954	0,108	0,458	0,105	0,450
Fuerza Máxima	0,053	0,716	0,208	0,148	-0,023	0,880
Instante de Fuerza Máxima	-0,227	0,104	-0,239	0,097	0,158	0,249
Área	-0,053	0,716	0,136	0,349	0,023	0,880
Pendiente de Subida	-0,127	0,369	-0,119	0,412	0,125	0,364
Pendiente de Bajada	0,106	0,456	0,136	0,349	-0,079	0,571
FAfftAmp	-0,042	0,774	0,180	0,211	0,074	0,597
FDfftAmp	-0,063	0,660	-0,030	0,845	0,069	0,623
SignalKurtosis	0,142	0,311	0,053	0,725	-0,186	0,173
SignalSkewness	-0,190	0,175	-0,036	0,815	0,201	0,140
FftKurtosis	-0,153	0,276	0,064	0,667	0,079	0,571
FftSkewness	-0,169	0,228	0,047	0,755	0,115	0,406

### SPEARMAN

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,277	0,252	-0,219	0,367	0,214	0,380
Fuerza Media	0,489	0,034	0,671	0,002	-0,442	0,058
Amplitud Fuerza	0,293	0,224	0,112	0,649	-0,435	0,063
Desviación Fuerza	0,244	0,314	0,046	0,850	-0,381	0,107
Fuerza Máxima	0,496	0,031	0,654	0,002	-0,457	0,049
Instante de Fuerza Máxima	0,504	0,028	0,434	0,064	-0,446	0,056
Área	0,237	0,329	0,258	0,287	-0,165	0,500
Pendiente de Subida	0,104	0,673	0,118	0,630	-0,161	0,510
Pendiente de Bajada	0,286	0,235	0,495	0,031	-0,185	0,448
FAfftAmp	0,399	0,091	0,516	0,024	-0,292	0,224
FDfftAmp	0,289	0,230	0,367	0,123	-0,313	0,193
SignalKurtosis	-0,075	0,761	0,030	0,905	0,255	0,293
SignalSkewness	-0,107	0,662	-0,260	0,282	-0,128	0,602
FftKurtosis	0,094	0,703	0,199	0,415	0,011	0,963
FftSkewness	0,065	0,792	0,209	0,390	0,055	0,822

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,239	0,212	-0,029	0,881	-0,293	0,123
Fuerza Media	0,084	0,666	0,185	0,337	-0,038	0,844
Amplitud Fuerza	0,190	0,323	0,268	0,160	0,007	0,971
Desviación Fuerza	0,000	0,999	0,153	0,429	0,160	0,407
Fuerza Máxima	0,087	0,654	0,252	0,186	-0,032	0,868
Instante de Fuerza Máxima	-0,322	0,088	-0,237	0,215	0,211	0,273
Área	-0,102	0,598	0,181	0,346	0,050	0,796
Pendiente de Subida	-0,150	0,438	-0,161	0,403	0,167	0,386
Pendiente de Bajada	0,161	0,405	0,169	0,382	-0,103	0,595
FAfftAmp	-0,040	0,836	0,238	0,214	0,067	0,730
FDfftAmp	-0,084	0,665	-0,054	0,780	0,096	0,620
SignalKurtosis	0,204	0,288	0,067	0,728	-0,264	0,167
SignalSkewness	-0,206	0,284	-0,022	0,908	0,220	0,252
FftKurtosis	-0,245	0,199	0,086	0,658	0,149	0,439
FftSkewness	-0,270	0,156	0,209	0,750	0,194	0,313

## PEARSON

TODOS	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,026	0,859	-0,107	0,471	-0,016	0,914
Fuerza Media	0,328	0,023	0,325	0,024	-0,247	0,090
Amplitud Fuerza	0,271	0,063	0,106	0,475	-0,203	0,166
Desviación Fuerza	0,202	0,168	0,039	0,792	-0,149	0,312
Fuerza Máxima	0,347	0,016	0,344	0,017	-0,267	0,067
Instante de Fuerza Máxima	0,032	0,827	0,017	0,907	-0,067	0,651
Área	-0,026	0,862	0,124	0,402	-0,038	0,796
Pendiente de Subida	0,020	0,890	-0,046	0,756	0,012	0,934
Pendiente de Bajada	0,298	0,040	0,304	0,036	-0,220	0,134
FAfftAmp	0,180	0,221	0,293	0,043	-0,141	0,341
FDfftAmp	0,190	0,196	0,110	0,456	-0,168	0,255
SignalKurtosis	0,086	0,560	0,051	0,729	0,019	0,899
SignalSkewness	-0,130	0,378	-0,070	0,636	-0,006	0,969
FftKurtosis	-0,140	0,342	0,063	0,671	0,100	0,500
FftSkewness	-0,134	0,365	0,090	0,545	0,113	0,446

## KENDALL

TODOS	BARTHEL TO1(p) Value		LAWTON Y B (p) Value2		VIG	(p) Value3
Tiempo de F	0,017	0,878	-0,093	0,390	-0,043	0,681
Fuerza Medi	0,167	0,115	0,278	0,010	-0,140	0,172
Amplitud Fu	0,150	0,157	0,151	0,162	-0,131	0,202
Desviación F	0,068	0,526	0,094	0,385	-0,066	0,526
Fuerza Máxi	0,176	0,095	0,303	0,005	-0,157	0,127
Instante de F	0,035	0,744	-0,036	0,742	-0,068	0,509
Área	0,037	0,730	0,145	0,179	-0,062	0,550
Pendiente d	-0,024	0,828	-0,006	0,964	-0,007	0,950
Pendiente d	0,153	0,147	0,231	0,032	-0,131	0,202
FAfftAmp	0,087	0,415	0,254	0,018	-0,069	0,503
FDfftAmp	0,050	0,637	0,094	0,385	-0,060	0,562
SignalKurtos	0,033	0,758	0,012	0,920	0,022	0,837
SignalSkewn	-0,127	0,231	-0,076	0,482	0,047	0,649
FftKurtosis	-0,064	0,550	0,096	0,376	0,035	0,741
FftSkewness	-0,083	0,436	0,078	0,470	0,067	0,515

## SPEARMAN

TODOS	BARTHEL TO1(p) Value		LAWTON Y BRODY (p) Value2		VIG	(p) Value3
Tiempo de F	0,023	0,876	-0,121	0,414	-0,065	0,661
Fuerza Medi	0,235	0,108	0,337	0,019	-0,200	0,172
Amplitud Fu	0,215	0,142	0,229	0,117	-0,183	0,212
Desviación F	0,094	0,526	0,137	0,352	-0,088	0,552
Fuerza Máxi	0,253	0,083	0,385	0,007	-0,223	0,128
Instante de F	0,047	0,754	-0,022	0,882	-0,100	0,498
Área	0,029	0,844	0,200	0,172	-0,080	0,589
Pendiente d	-0,027	0,854	-0,019	0,900	-0,016	0,916
Pendiente d	0,223	0,128	0,299	0,039	-0,172	0,241
FAfftAmp	0,117	0,429	0,333	0,021	-0,099	0,504
FDfftAmp	0,076	0,607	0,114	0,438	-0,094	0,523
SignalKurtos	0,037	0,804	0,018	0,905	0,031	0,832
SignalSkewn	-0,144	0,328	-0,097	0,510	0,050	0,735
FftKurtosis	-0,107	0,467	0,135	0,362	0,058	0,693
FftSkewness	-0,131	0,376	0,114	0,439	0,097	0,514

## FRIED

HOMBRES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,044	0,859	-0,034	0,883	-0,031	0,899
Fuerza Media	-0,128	0,602	-0,101	0,606	-0,183	0,454
Amplitud Fuerza	-0,289	0,230	-0,222	0,238	-0,320	0,182
Desviación Fuerza	-0,277	0,250	-0,249	0,184	-0,317	0,186
Fuerza Máxima	-0,163	0,504	-0,141	0,461	-0,232	0,338
Instante de Fuerza Máxima	-0,290	0,228	-0,222	0,238	-0,289	0,229
Pendiente de Subida	-0,019	0,939	0,020	0,941	0,005	0,985
Pendiente de Bajada	0,069	0,779	0,141	0,461	0,156	0,523
Área	-0,097	0,694	-0,034	0,883	-0,022	0,929
FAfftAmp	-0,081	0,743	-0,047	0,825	-0,102	0,678
FDfftAmp	-0,022	0,928	0,020	0,941	0,018	0,940
SignalKurtosis	0,085	0,729	0,141	0,461	0,128	0,602
SignalSkewness	-0,216	0,375	-0,141	0,461	-0,216	0,375
FftKurtosis	0,063	0,797	0,155	0,417	0,169	0,489
FftSkewness	0,134	0,583	0,182	0,338	0,213	0,381

MUJERES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,103	0,595	-0,043	0,781	-0,067	0,728
Fuerza Media	-0,182	0,344	-0,037	0,812	-0,065	0,739
Amplitud Fuerza	0,110	0,570	0,032	0,843	0,077	0,690
Desviación Fuerza	0,137	0,478	0,084	0,578	0,135	0,485
Fuerza Máxima	-0,176	0,361	-0,032	0,843	-0,058	0,767
Instante de Fuerza Máxima	0,114	0,556	0,081	0,592	0,113	0,559
Pendiente de Subida	-0,122	0,528	-0,078	0,606	-0,110	0,570
Pendiente de Bajada	-0,160	0,406	-0,032	0,843	-0,045	0,815
Área	-0,235	0,219	-0,066	0,662	-0,105	0,589
FAfftAmp	-0,170	0,378	-0,084	0,578	-0,122	0,527
FDfftAmp	-0,282	0,138	-0,060	0,691	-0,073	0,708
SignalKurtosis	-0,014	0,942	-0,014	0,937	-0,012	0,950
SignalSkewness	-0,019	0,921	0,049	0,751	0,054	0,782
FftKurtosis	-0,024	0,901	-0,014	0,937	-0,017	0,929
FftSkewness	-0,011	0,953	-0,003	1,000	-0,017	0,931

TODOS	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,116	0,432	-0,082	0,465	-0,109	0,462
Fuerza Media	-0,032	0,831	0,005	0,970	-0,018	0,905
Amplitud Fuerza	-0,022	0,881	-0,045	0,694	-0,050	0,734
Desviación Fuerza	-0,006	0,970	-0,020	0,866	-0,010	0,947
Fuerza Máxima	-0,045	0,761	-0,018	0,881	-0,048	0,748
Instante de Fuerza Máxima	-0,043	0,774	-0,031	0,786	-0,038	0,796
Pendiente de Subida	-0,128	0,386	-0,055	0,627	-0,082	0,579
Pendiente de Bajada	-0,144	0,330	-0,036	0,750	-0,055	0,708
Área	-0,086	0,560	-0,020	0,866	-0,046	0,756
FAfftAmp	-0,060	0,683	-0,024	0,837	-0,057	0,702
FDfftAmp	-0,172	0,243	-0,045	0,694	-0,056	0,706
SignalKurtosis	0,110	0,455	0,090	0,421	0,115	0,436
SignalSkewness	-0,184	0,211	-0,074	0,512	-0,104	0,483
FftKurtosis	-0,015	0,919	0,028	0,808	0,032	0,829
FftSkewness	0,024	0,872	0,045	0,694	0,052	0,725



VIG

## PEARSON

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,366	0,123	0,197	0,419
Fuerza Media	-0,686	0,001	-0,286	0,235
Amplitud Fuerza	-0,495	0,031	-0,384	0,104
Desviación Fuerza	-0,438	0,061	-0,341	0,153
Fuerza Máxima	-0,709	0,001	-0,315	0,188
Instante de Fuerza Máxima	-0,460	0,047	-0,383	0,106
Pendiente de Subida	-0,332	0,165	-0,089	0,718
Pendiente de Bajada	-0,285	0,237	-0,052	0,831
Área	-0,496	0,031	-0,135	0,582
FAfftAmp	-0,459	0,048	-0,169	0,489
FDfftAmp	-0,482	0,037	-0,181	0,459
SignalKurtosis	0,168	0,493	0,249	0,305
SignalSkewness	0,019	0,939	-0,300	0,212
FftKurtosis	-0,207	0,396	0,024	0,924
FftSkewness	-0,158	0,517	0,082	0,740

MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,216	0,261	-0,398	0,033
Fuerza Media	-0,143	0,461	-0,056	0,771
Amplitud Fuerza	-0,047	0,808	0,043	0,823
Desviación Fuerza	0,009	0,964	0,090	0,642
Fuerza Máxima	-0,163	0,399	-0,064	0,740
Instante de Fuerza Máxima	0,353	0,060	0,281	0,140
Pendiente de Subida	0,065	0,736	-0,015	0,938
Pendiente de Bajada	0,177	0,359	0,175	0,363
Área	-0,194	0,313	-0,152	0,430
FAfftAmp	-0,011	0,954	0,052	0,790
FDfftAmp	-0,025	0,898	0,005	0,979
SignalKurtosis	-0,210	0,273	-0,291	0,125
SignalSkewness	0,184	0,339	0,282	0,345
FftKurtosis	0,226	0,238	0,245	0,200
FftSkewness	0,189	0,325	0,246	0,199

## KENDALL

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,234	0,189	0,104	0,572
Fuerza Media	-0,424	0,016	-0,183	0,305
Amplitud Fuerza	-0,313	0,076	-0,292	0,097
Desviación Fuerza	-0,240	0,178	-0,243	0,168
Fuerza Máxima	-0,448	0,011	-0,231	0,191
Instante de Fuerza Máxima	-0,387	0,028	-0,280	0,112
Pendiente de Subida	-0,252	0,156	-0,049	0,805
Pendiente de Bajada	-0,227	0,202	-0,073	0,697
Área	-0,252	0,156	-0,024	0,916
FAfftAmp	-0,313	0,076	-0,097	0,596
FDfftAmp	-0,350	0,047	-0,146	0,416
SignalKurtosis	0,141	0,435	0,256	0,147
SignalSkewness	-0,043	0,831	-0,219	0,216
FftKurtosis	-0,117	0,523	0,097	0,596
FftSkewness	-0,068	0,723	0,146	0,416

MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,122	0,383	-0,283	0,042
Fuerza Media	-0,029	0,849	-0,010	0,954
Amplitud Fuerza	-0,023	0,879	0,037	0,805
Desviación Fuerza	0,065	0,649	0,126	0,371
Fuerza Máxima	-0,049	0,733	0,000	1,000
Instante de Fuerza Máxima	0,221	0,111	0,116	0,413
Pendiente de Subida	0,003	1,000	0,021	0,894
Pendiente de Bajada	0,132	0,343	0,173	0,216
Área	-0,060	0,676	-0,058	0,689
FAfftAmp	0,029	0,849	0,068	0,634
FDfftAmp	0,060	0,676	0,110	0,435
SignalKurtosis	-0,153	0,271	-0,236	0,090
SignalSkewness	0,174	0,210	0,199	0,153
FftKurtosis	0,081	0,569	0,089	0,530
FftSkewness	0,101	0,471	0,131	0,351

## SPEARMAN

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,312	0,194	0,195	0,424
Fuerza Media	-0,571	0,011	-0,283	0,240
Amplitud Fuerza	-0,404	0,087	-0,415	0,078
Desviación Fuerza	-0,351	0,140	-0,355	0,135
Fuerza Máxima	-0,571	0,011	-0,311	0,195
Instante de Fuerza Máxima	-0,530	0,019	-0,394	0,095
Pendiente de Subida	-0,306	0,203	-0,089	0,716
Pendiente de Bajada	-0,276	0,253	-0,104	0,671
Área	-0,322	0,179	0,004	0,986
FAfftAmp	-0,440	0,059	-0,165	0,499
FDfftAmp	-0,443	0,057	-0,189	0,438
SignalKurtosis	0,227	0,350	0,347	0,145
SignalSkewness	-0,012	0,960	-0,269	0,266
FftKurtosis	-0,152	0,535	0,103	0,673
FftSkewness	-0,121	0,623	0,155	0,527

MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,175	0,363	-0,394	0,035
Fuerza Media	-0,034	0,860	-0,006	0,975
Amplitud Fuerza	-0,058	0,763	0,048	0,804
Desviación Fuerza	0,081	0,675	0,188	0,330
Fuerza Máxima	-0,054	0,782	0,012	0,950
Instante de Fuerza Máxima	0,275	0,148	0,158	0,414
Pendiente de Subida	0,014	0,942	0,078	0,689
Pendiente de Bajada	0,185	0,338	0,218	0,257
Área	-0,088	0,649	-0,081	0,675
FAfftAmp	0,022	0,911	0,112	0,564
FDfftAmp	0,098	0,612	0,164	0,394
SignalKurtosis	-0,228	0,235	-0,325	0,085
SignalSkewness	0,201	0,295	0,243	0,203
FftKurtosis	0,136	0,481	0,152	0,432
FftSkewness	0,162	0,400	0,206	0,284

## PEARSON

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,073	0,622	-0,107	0,470
Fuerza Media	-0,352	0,014	-0,113	0,442
Amplitud Fuerza	-0,240	0,100	-0,136	0,355
Desviación Fuerza	-0,183	0,212	-0,091	0,537
Fuerza Máxima	-0,371	0,009	-0,131	0,375
Instante de Fuerza Máxima	-0,067	0,649	-0,053	0,720
Pendiente de Subida	-0,030	0,839	-0,043	0,774
Pendiente de Bajada	-0,021	0,890	0,053	0,719
Área	-0,307	0,034	-0,105	0,476
FAfftAmp	-0,226	0,122	-0,040	0,789
FDfftAmp	-0,231	0,114	-0,078	0,598
SignalKurtosis	0,011	0,942	0,023	0,875
SignalSkewness	0,070	0,635	-0,081	0,585
FftKurtosis	0,040	0,789	0,141	0,338
FftSkewness	0,038	0,799	0,167	0,258

## KENDALL

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,020	0,857	-0,112	0,289
Fuerza Media	-0,199	0,058	-0,068	0,523
Amplitud Fuerza	-0,141	0,181	-0,098	0,354
Desviación Fuerza	-0,073	0,489	-0,036	0,739
Fuerza Máxima	-0,220	0,036	-0,085	0,424
Instante de Fuerza Máxima	-0,049	0,647	-0,070	0,512
Pendiente de Subida	-0,094	0,374	-0,017	0,879
Pendiente de Bajada	-0,026	0,808	0,028	0,794
Área	-0,163	0,120	-0,057	0,596
FAfftAmp	-0,124	0,239	-0,011	0,921
FDfftAmp	-0,107	0,310	0,002	0,993
SignalKurtosis	0,006	0,964	0,015	0,893
SignalSkewness	0,081	0,445	0,006	0,964
FftKurtosis	0,008	0,950	0,081	0,445
FftSkewness	0,034	0,753	0,113	0,285

## SPEARMAN

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,028	0,850	-0,147	0,319
Fuerza Media	-0,266	0,067	-0,097	0,512
Amplitud Fuerza	-0,200	0,174	-0,136	0,358
Desviación Fuerza	-0,106	0,473	-0,049	0,741
Fuerza Máxima	-0,291	0,045	-0,117	0,427
Instante de Fuerza Máxima	-0,077	0,604	-0,089	0,548
Pendiente de Subida	-0,120	0,418	-0,019	0,896
Pendiente de Bajada	-0,032	0,829	0,032	0,827
Área	-0,223	0,128	-0,077	0,602
FAfftAmp	-0,171	0,244	0,000	0,999
FDfftAmp	-0,147	0,320	0,001	0,995
SignalKurtosis	0,015	0,920	0,025	0,867
SignalSkewness	0,096	0,517	0,007	0,962
FftKurtosis	0,016	0,914	0,105	0,478
FftSkewness	0,043	0,774	0,150	0,309

TABLA 13: CORRELACIONES SEGÚN EL MÁXIMO

PEARSON

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BI	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,275	0,254	-0,262	0,278	0,294609181	0,221
Fuerza Media	0,655	0,002	0,667	0,002	-0,5110772	0,025
Amplitud Fuerza	0,381	0,108	0,151	0,538	-0,44568832	0,056
Desviación Fuerza	0,352	0,139	0,117	0,633	-0,43315406	0,064
Fuerza Máxima	0,679	0,001	0,667	0,002	-0,5509034	0,015
Instante de Fuerza Máxima	0,329	0,170	0,324	0,177	-0,43019295	0,066
Área	0,202	0,406	0,292	0,225	-0,18632366	0,445
Pendiente de Subida	0,140	0,567	0,084	0,732	-0,08368958	0,733
Pendiente de Bajada	0,481	0,037	0,532	0,019	-0,34499601	0,148
FAfftAmp	0,441	0,059	0,516	0,024	-0,34421211	0,149
FDfftAmp	0,280	0,246	0,256	0,291	-0,24881906	0,304
SignalKurtosis	-0,064	0,794	0,080	0,746	0,322200813	0,179
SignalSkewness	-0,187	0,442	-0,318	0,185	-0,09429654	0,701
FftKurtosis	0,108	0,660	0,267	0,269	-0,08203483	0,738
FftSkewness	0,026	0,915	0,237	0,328	-0,01647468	0,947

MUJERES	BARTHEL TOT (p) Value4		LAWTON Y BI (p) Value5		VIG	(p) Value6
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,169	0,381	0,020	0,917	-0,29729574	0,117
Fuerza Media	0,167	0,388	0,190	0,324	-0,10738527	0,579
Amplitud Fuerza	0,097	0,617	0,080	0,679	0,141016463	0,466
Desviación Fuerza	0,012	0,952	-0,002	0,990	0,208561799	0,278
Fuerza Máxima	0,178	0,356	0,240	0,210	-0,1060087	0,584
Instante de Fuerza Máxima	-0,293	0,123	-0,256	0,181	0,351373062	0,062
Área	-0,094	0,626	0,097	0,618	0,014714445	0,940
Pendiente de Subida	-0,134	0,489	-0,126	0,513	0,27473809	0,149
Pendiente de Bajada	0,196	0,309	0,179	0,352	-0,16456573	0,394
FAfftAmp	0,014	0,941	0,176	0,360	-0,01643431	0,933
FDfftAmp	0,043	0,825	-0,010	0,958	0,035795622	0,854
SignalKurtosis	0,119	0,540	-0,041	0,834	-0,188944	0,326
SignalSkewness	-0,387	0,038	-0,092	0,636	0,334832722	0,076
FftKurtosis	-0,349	0,063	0,068	0,726	0,216463223	0,259
FftSkewness	-0,291	0,126	0,128	0,507	0,178579791	0,354

KENDALL

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BI	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,266	0,139	-0,177	0,333	0,247028296	0,159
Fuerza Media	0,415	0,019	0,566	0,001	-0,31745635	0,067
Amplitud Fuerza	0,251	0,160	0,151	0,410	-0,31745635	0,067
Desviación Fuerza	0,251	0,160	0,151	0,410	-0,32943583	0,058
Fuerza Máxima	0,402	0,023	0,553	0,002	-0,31745635	0,067
Instante de Fuerza Máxima	0,271	0,130	0,303	0,092	-0,288352	0,098
Área	0,176	0,331	0,163	0,371	-0,07786665	0,673
Pendiente de Subida	0,038	0,857	0,088	0,642	-0,0419282	0,833
Pendiente de Bajada	0,264	0,140	0,402	0,024	-0,22162047	0,205
FAfftAmp	0,302	0,090	0,339	0,058	-0,17370253	0,325
FDfftAmp	0,189	0,296	0,251	0,163	-0,1976615	0,260
SignalKurtosis	-0,101	0,589	-0,050	0,802	0,257558922	0,140
SignalSkewness	-0,025	0,914	-0,138	0,452	-0,1138051	0,527
FftKurtosis	0,050	0,801	0,101	0,591	0,053907681	0,778
FftSkewness	0,013	0,971	0,101	0,591	0,053907681	0,778

MUJERES	BARTHEL TOT (p) Value4		Columna4	(p) Value5	Columna6	(p) Value6
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,127	0,369	-0,047	0,754	-0,19726866	0,150
Fuerza Media	0,021	0,894	0,158	0,274	-0,00254928	1,000
Amplitud Fuerza	0,047	0,745	0,125	0,390	0,079027651	0,571
Desviación Fuerza	-0,074	0,606	0,086	0,558	0,170801697	0,212
Fuerza Máxima	0,063	0,660	0,219	0,128	0,002549279	1,000
Instante de Fuerza Máxima	-0,248	0,075	-0,274	0,056	0,237082952	0,082
Área	-0,074	0,606	0,147	0,310	0,017844953	0,910
Pendiente de Subida	-0,132	0,349	-0,075	0,612	0,094323325	0,496
Pendiente de Bajada	0,106	0,456	0,141	0,329	-0,07902765	0,571
FAfftAmp	-0,026	0,863	0,180	0,211	0,058633418	0,677
FDfftAmp	-0,032	0,833	0,030	0,845	0,007647837	0,970
SignalKurtosis	0,100	0,479	0,080	0,584	-0,14530891	0,290
SignalSkewness	-0,269	0,054	-0,130	0,369	0,231984394	0,089
FftKurtosis	-0,142	0,311	0,136	0,349	0,073929093	0,597
FftSkewness	-0,164	0,244	0,130	0,369	0,099421883	0,473

#### SPEARMAN

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BI (p) Value2	VIG	(p) Value3	
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,363	0,127	-0,259	0,285	0,304100169	0,206
Fuerza Media	0,534	0,019	0,676	0,001	-0,47204246	0,041
Amplitud Fuerza	0,331	0,166	0,242	0,318	-0,42096324	0,073
Desviación Fuerza	0,353	0,138	0,232	0,340	-0,43241203	0,064
Fuerza Máxima	0,520	0,023	0,674	0,002	-0,45971299	0,048
Instante de Fuerza Máxima	0,398	0,091	0,388	0,100	-0,41586161	0,077
Área	0,204	0,401	0,287	0,233	-0,09335168	0,704
Pendiente de Subida	0,050	0,840	0,104	0,673	-0,0889483	0,717
Pendiente de Bajada	0,362	0,128	0,500	0,029	-0,28798113	0,232
FAfftAmp	0,360	0,130	0,442	0,058	-0,27565166	0,253
FDfftAmp	0,239	0,325	0,327	0,171	-0,24130529	0,320
SignalKurtosis	-0,147	0,549	-0,025	0,919	0,339060346	0,156
SignalSkewness	-0,034	0,889	-0,189	0,439	-0,17525457	0,473
FftKurtosis	0,064	0,795	0,159	0,515	0,033465697	0,892
FftSkewness	0,036	0,884	0,145	0,554	0,058124631	0,813

MUJERES	BARTHEL TOT (p) Value4		Columna4	(p) Value5	Columna6	(p) Value6
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,207	0,281	-0,061	0,753	-0,28104161	0,140
Fuerza Media	0,043	0,823	0,190	0,323	-0,00148739	0,994
Amplitud Fuerza	0,089	0,647	0,201	0,296	0,12642801	0,513
Desviación Fuerza	-0,084	0,666	0,123	0,526	0,24145271	0,207
Fuerza Máxima	0,105	0,586	0,268	0,159	-0,02305452	0,906
Instante de Fuerza Máxima	-0,325	0,086	-0,274	0,150	0,315326331	0,096
Área	-0,130	0,500	0,179	0,352	0,041151078	0,832
Pendiente de Subida	-0,150	0,437	-0,098	0,614	0,152209408	0,431
Pendiente de Bajada	0,158	0,414	0,195	0,310	-0,09866343	0,611
FAfftAmp	-0,052	0,790	0,227	0,237	0,068171966	0,725
FDfftAmp	-0,033	0,865	0,028	0,885	0,023302418	0,904
SignalKurtosis	0,135	0,484	0,082	0,671	-0,21046545	0,273
SignalSkewness	-0,367	0,050	-0,175	0,363	0,312103657	0,099
FftKurtosis	-0,228	0,234	0,146	0,451	0,131138073	0,498
FftSkewness	-0,255	0,181	0,145	0,432	0,143285078	0,458

#### PEARSON

TODOS	BARTHEL TO1 (p) Value		LAWTON Y B (p) Value2		VIG	(p) Value3	
Tiempo de F	-0,008	0,956	-0,080	0,588	-0,03347167	0,821	
Fuerza Medi	0,329	0,023	0,339	0,019	-0,25207143	0,084	
Amplitud Fu	0,213	0,147	0,103	0,486	-0,14530797	0,324	
Desviación F	0,157	0,286	0,042	0,776	-0,09806635	0,507	
Fuerza Máxi	0,345	0,016	0,365	0,011	-0,27061295	0,063	
Instante de F	0,003	0,985	-0,007	0,962	-0,0486835	0,742	
Área	-0,029	0,845	0,105	0,480	-0,02713091	0,855	
Pendiente d	-0,012	0,937	-0,065	0,660	0,10678695	0,470	
Pendiente d	0,297	0,040	0,302	0,037	-0,22506431	0,124	
FAfftAmp	0,214	0,145	0,305	0,035	-0,17681708	0,229	
FDfftAmp	0,151	0,305	0,087	0,558	-0,10201427	0,490	
SignalKurtos	0,014	0,924	0,000	0,999	0,06439753	0,664	
SignalSkewn	-0,239	0,101	-0,157	0,287	0,08875205	0,549	
FftKurtosis	-0,148	0,317	0,132	0,372	0,07189863	0,627	
FftSkewness	-0,146	0,323	0,163	0,269	0,07872227	0,595	

#### KENDALL

TODOS	BARTHEL TOTAL (p) Value		LAWTON Y BRODY (p) Value2		VIG	(p) Value3	
Tiempo de F	-0,024	0,828	-0,090	0,411	-0,00916831	0,936	
Fuerza Medi	0,171	0,107	0,290	0,007	-0,14043895	0,172	
Amplitud Fu	0,123	0,246	0,166	0,123	-0,09484189	0,358	
Desviación F	0,052	0,624	0,125	0,246	-0,04377318	0,675	
Fuerza Máxi	0,191	0,070	0,331	0,002	-0,15320613	0,136	
Instante de F	-0,006	0,964	-0,029	0,791	-0,02280864	0,830	
Área	0,009	0,942	0,146	0,176	-0,03652625	0,728	
Pendiente d	-0,022	0,842	0,020	0,862	-0,02371047	0,823	
Pendiente d	0,161	0,128	0,235	0,029	-0,13679118	0,184	
FAfftAmp	0,110	0,301	0,245	0,023	-0,08389859	0,417	
FDfftAmp	0,060	0,574	0,121	0,261	-0,09848965	0,340	
SignalKurtos	0,007	0,957	0,020	0,862	0,03830153	0,714	
SignalSkewn	-0,148	0,163	-0,108	0,319	0,06565977	0,526	
FftKurtosis	-0,049	0,650	0,141	0,191	0,01641494	0,879	
FftSkewness	-0,068	0,526	0,135	0,211	0,03465377	0,741	

#### SPEARMAN

TODOS	BARTHEL TO1 (p) Value		LAWTON Y B (p) Value2		VIG	(p) Value3	
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,024	0,873	-0,138	0,348	-0,0310	0,834	
Fuerza Media	0,244	0,094	0,356	0,013	-0,2102	0,152	
Amplitud Fuerza	0,180	0,222	0,252	0,084	-0,1273	0,389	
Desviación Fuerza	0,080	0,588	0,176	0,230	-0,0572	0,699	
Fuerza Máxima	0,277	0,057	0,417	0,003	-0,2327	0,111	
Instante de Fuerza Máxima	0,011	0,942	-0,029	0,847	-0,0395	0,790	
Área	0,002	0,990	0,204	0,163	-0,0435	0,769	
Pendiente de Subida	-0,017	0,911	0,028	0,848	-0,0345	0,816	
Pendiente de Bajada	0,235	0,108	0,312	0,031	-0,1814	0,217	
FAfftAmp	0,128	0,384	0,322	0,026	-0,1160	0,432	
FDfftAmp	0,084	0,572	0,161	0,274	-0,1260	0,394	
SignalKurtosis	-0,001	0,995	0,023	0,874	0,0656	0,658	
SignalSkewness	-0,197	0,180	-0,141	0,337	0,0840	0,570	
FftKurtosis	-0,078	0,599	0,181	0,217	0,0255	0,863	
FftSkewness	-0,098	0,507	0,179	0,225	0,0442	0,766	

FRIED

HOMBRES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,087	0,722	-0,014	0,971	0,014254526	0,954
Fuerza Media	-0,152	0,536	-0,155	0,417	-0,270138902	0,263
Amplitud Fuerza	-0,194	0,427	-0,168	0,376	-0,218683873	0,368
Desviación Fuerza	-0,267	0,270	-0,249	0,184	-0,320675092	0,181
Fuerza Máxima	-0,176	0,471	-0,155	0,417	-0,253599786	0,295
Instante de Fuerza Máxima	-0,279	0,248	-0,162	0,396	-0,206829691	0,396
Pendiente de Subida	-0,055	0,823	0,034	0,883	0,025727515	0,917
Pendiente de Bajada	0,115	0,640	0,155	0,417	0,174579563	0,475
Área	-0,156	0,525	-0,074	0,712	-0,106585417	0,664
FAfftAmp	-0,137	0,576	-0,034	0,883	-0,0946405	0,700
FDfftAmp	-0,054	0,827	0,020	0,941	0,029402874	0,905
SignalKurtosis	0,208	0,393	0,168	0,376	0,23338531	0,336
SignalSkewness	-0,174	0,476	-0,141	0,461	-0,230628791	0,342
FftKurtosis	-0,003	0,991	0,047	0,825	0,044104311	0,858
FftSkewness	0,065	0,790	0,034	0,883	0,053292709	0,828

MUJERES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,165	0,391	-0,122	0,416	-0,185960584	0,334
Fuerza Media	-0,169	0,382	-0,003	1,000	-0,019972289	0,918
Amplitud Fuerza	0,150	0,438	0,072	0,634	0,133840275	0,489
Desviación Fuerza	0,180	0,349	0,089	0,552	0,156146988	0,419
Fuerza Máxima	-0,191	0,322	-0,066	0,662	-0,109199139	0,573
Instante de Fuerza Máxima	0,164	0,394	0,124	0,405	0,190644578	0,322
Pendiente de Subida	-0,097	0,616	-0,055	0,721	-0,063029432	0,745
Pendiente de Bajada	0,047	0,810	-0,009	0,968	-0,024122375	0,901
Área	-0,264	0,167	-0,078	0,606	-0,105308433	0,587
FAfftAmp	-0,084	0,663	-0,037	0,812	-0,045391566	0,815
FDfftAmp	-0,149	0,440	-0,084	0,578	-0,112571084	0,561
SignalKurtosis	-0,030	0,878	-0,026	0,874	-0,026716179	0,891
SignalSkewness	0,086	0,659	0,060	0,691	0,080667298	0,677
FftKurtosis	0,043	0,825	0,014	0,937	0,007262651	0,970
FftSkewness	0,058	0,767	0,043	0,781	0,036313253	0,852

TODOS	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,180	0,221	-0,117	0,299	-0,16891724	0,251
Fuerza Media	-0,046	0,757	-0,001	1,000	-0,03202419	0,829
Amplitud Fuerza	0,033	0,826	-0,005	0,970	0,01139651	0,939
Desviación Fuerza	0,010	0,947	-0,013	0,911	0,0094591	0,949
Fuerza Máxima	-0,069	0,643	-0,043	0,708	-0,08114315	0,584
Instante de Fuerza Máxima	0,003	0,985	0,019	0,874	0,03014459	0,839
Pendiente de Subida	-0,119	0,419	-0,038	0,736	-0,0529411	0,721
Pendiente de Bajada	-0,006	0,969	-0,020	0,866	-0,05390549	0,716
Área	-0,134	0,365	-0,055	0,627	-0,08125711	0,583
FAfftAmp	-0,054	0,715	-0,003	0,985	-0,01321995	0,929
FDfftAmp	-0,114	0,440	-0,055	0,627	-0,07498903	0,612
SignalKurtosis	0,125	0,398	0,090	0,421	0,11932145	0,419
SignalSkewness	-0,109	0,459	-0,063	0,574	-0,09185587	0,535
FftKurtosis	-0,013	0,931	-0,009	0,940	-0,02005786	0,892
FftSkewness	0,023	0,875	0,001	1,000	-0,00535636	0,971



VIG

PEARSON

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,359	0,131	0,204	0,402
Fuerza Media	-0,683	0,001	-0,288	0,233
Amplitud Fuerza	-0,478	0,038	-0,356	0,134
Desviación Fuerza	-0,454	0,051	-0,354	0,137
Fuerza Máxima	-0,717	0,001	-0,327	0,172
Instante de Fuerza Máxima	-0,394	0,095	-0,415	0,077
Pendiente de Subida	-0,261	0,280	-0,083	0,736
Pendiente de Bajada	-0,203	0,405	0,053	0,828
Área	-0,483	0,036	-0,170	0,487
FAfftAmp	-0,446	0,055	-0,201	0,410
FDfftAmp	-0,356	0,135	-0,111	0,651
SignalKurtosis	0,211	0,385	0,399	0,090
SignalSkewness	0,032	0,896	-0,200	0,411
FftKurtosis	-0,155	0,527	0,006	0,982
FftSkewness	-0,087	0,722	0,060	0,807

MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,198	0,304	-0,368	0,050
Fuerza Media	-0,144	0,457	-0,046	0,814
Amplitud Fuerza	0,059	0,760	0,209	0,277
Desviación Fuerza	0,116	0,550	0,275	0,149
Fuerza Máxima	-0,156	0,420	-0,031	0,875
Instante de Fuerza Máxima	0,353	0,060	0,308	0,104
Pendiente de Subida	0,068	0,726	-0,043	0,826
Pendiente de Bajada	0,239	0,212	0,288	0,130
Área	-0,184	0,340	-0,116	0,548
FAfftAmp	-0,035	0,857	0,004	0,982
FDfftAmp	0,016	0,933	0,063	0,744
SignalKurtosis	-0,127	0,511	-0,226	0,238
SignalSkewness	0,305	0,107	0,300	0,114
FftKurtosis	0,186	0,333	0,201	0,296
FftSkewness	0,136	0,481	0,181	0,346

KENDALL

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,327	0,065	0,184	0,305
Fuerza Media	-0,436	0,013	-0,219	0,216
Amplitud Fuerza	-0,326	0,065	-0,243	0,168
Desviación Fuerza	-0,338	0,055	-0,268	0,129
Fuerza Máxima	-0,436	0,013	-0,219	0,216
Instante de Fuerza Máxima	-0,308	0,082	-0,287	0,104
Pendiente de Subida	-0,178	0,321	-0,012	0,972
Pendiente de Bajada	-0,141	0,435	0,024	0,916
Área	-0,301	0,089	-0,134	0,458
FAfftAmp	-0,301	0,089	-0,085	0,646
FDfftAmp	-0,313	0,076	-0,110	0,548
SignalKurtosis	0,227	0,202	0,304	0,083
SignalSkewness	-0,092	0,620	-0,158	0,377
FftKurtosis	-0,055	0,777	0,049	0,805
FftSkewness	-0,018	0,943	0,049	0,805

MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,123	0,382	-0,285	0,042
Fuerza Media	-0,018	0,909	0,026	0,864
Amplitud Fuerza	0,029	0,849	0,105	0,458
Desviación Fuerza	0,086	0,544	0,194	0,165
Fuerza Máxima	-0,049	0,733	0,031	0,834
Instante de Fuerza Máxima	0,278	0,044	0,210	0,133
Pendiente de Subida	-0,003	1,000	0,010	0,954
Pendiente de Bajada	0,101	0,471	0,157	0,261
Área	-0,065	0,649	-0,052	0,718
FAfftAmp	0,055	0,704	0,052	0,718
FDfftAmp	-0,008	0,970	0,063	0,662
SignalKurtosis	-0,153	0,271	-0,184	0,189
SignalSkewness	0,205	0,139	0,205	0,143
FftKurtosis	0,060	0,676	0,089	0,530
FftSkewness	0,060	0,676	0,110	0,435

SPEARMAN

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,395	0,095	0,271	0,262
Fuerza Media	-0,587	0,008	-0,329	0,169
Amplitud Fuerza	-0,422	0,072	-0,363	0,127
Desviación Fuerza	-0,430	0,066	-0,388	0,101
Fuerza Máxima	-0,566	0,012	-0,321	0,180
Instante de Fuerza Máxima	-0,446	0,055	-0,422	0,072
Pendiente de Subida	-0,232	0,338	-0,016	0,948
Pendiente de Bajada	-0,222	0,362	-0,021	0,931
Área	-0,398	0,091	-0,142	0,561
FAfftAmp	-0,415	0,077	-0,157	0,520
FDfftAmp	-0,373	0,115	-0,126	0,609
SignalKurtosis	0,281	0,244	0,437	0,061
SignalSkewness	-0,104	0,672	-0,291	0,227
FftKurtosis	-0,089	0,718	0,072	0,771
FftSkewness	-0,058	0,815	0,088	0,722

MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,150	0,438	-0,394	0,034
Fuerza Media	-0,013	0,945	0,037	0,847
Amplitud Fuerza	0,043	0,826	0,159	0,409
Desviación Fuerza	0,131	0,497	0,281	0,140
Fuerza Máxima	-0,078	0,689	0,043	0,823
Instante de Fuerza Máxima	0,357	0,057	0,268	0,161
Pendiente de Subida	0,039	0,841	0,042	0,828
Pendiente de Bajada	0,146	0,450	0,230	0,230
Área	-0,097	0,618	-0,060	0,759
FAfftAmp	0,045	0,819	0,086	0,657
FDfftAmp	0,018	0,928	0,099	0,609
SignalKurtosis	-0,207	0,282	-0,257	0,178
SignalSkewness	0,275	0,149	0,306	0,107
FftKurtosis	0,112	0,563	0,143	0,460
FftSkewness	0,118	0,542	0,158	0,413

## PEARSON

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,052	0,727	-0,115	0,437
Fuerza Media	-0,359	0,012	-0,115	0,436
Amplitud Fuerza	-0,205	0,163	-0,064	0,665
Desviación Fuerza	-0,157	0,285	-0,022	0,880
Fuerza Máxima	-0,380	0,008	-0,127	0,388
Instante de Fuerza Máxima	-0,034	0,818	-0,055	0,710
Pendiente de Subida	0,005	0,974	-0,056	0,704
Pendiente de Bajada	0,053	0,720	0,158	0,283
Área	-0,310	0,032	-0,112	0,449
FAfftAmp	-0,246	0,092	-0,087	0,558
FDfftAmp	-0,162	0,271	-0,022	0,880
SignalKurtosis	0,043	0,773	0,079	0,595
SignalSkewness	0,137	0,351	0,024	0,869
FftKurtosis	0,028	0,848	0,099	0,503
FftSkewness	0,029	0,847	0,112	0,450

## KENDALL

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,044	0,679	-0,083	0,434
Fuerza Media	-0,203	0,053	-0,066	0,535
Amplitud Fuerza	-0,118	0,261	-0,051	0,634
Desviación Fuerza	-0,077	0,467	-0,008	0,950
Fuerza Máxima	-0,225	0,032	-0,072	0,500
Instante de Fuerza Máxima	-0,001	1,000	-0,027	0,801
Pendiente de Subida	-0,060	0,571	-0,010	0,928
Pendiente de Bajada	-0,041	0,699	0,017	0,879
Área	-0,165	0,116	-0,066	0,535
FAfftAmp	-0,116	0,269	-0,032	0,767
FDfftAmp	-0,137	0,193	-0,040	0,712
SignalKurtosis	0,013	0,907	0,030	0,780
SignalSkewness	0,083	0,434	0,028	0,794
FftKurtosis	-0,011	0,921	0,041	0,699
FftSkewness	0,002	0,993	0,055	0,608

## SPEARMAN

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,065	0,662	-0,121	0,414
Fuerza Media	-0,279	0,055	-0,103	0,486
Amplitud Fuerza	-0,169	0,252	-0,067	0,653
Desviación Fuerza	-0,104	0,481	0,000	0,997
Fuerza Máxima	-0,313	0,030	-0,115	0,438
Instante de Fuerza Máxima	-0,019	0,897	-0,044	0,768
Pendiente de Subida	-0,064	0,664	-0,007	0,962
Pendiente de Bajada	-0,056	0,705	0,021	0,886
Área	-0,231	0,114	-0,088	0,553
FAfftAmp	-0,172	0,243	-0,036	0,808
FDfftAmp	-0,164	0,266	-0,048	0,748
SignalKurtosis	0,035	0,815	0,059	0,691
SignalSkewness	0,104	0,480	0,040	0,787
FftKurtosis	-0,006	0,970	0,058	0,697
FftSkewness	0,011	0,940	0,074	0,615



TABLA 14: CORRELACIONES SEGÚN EL MÍNIMO

PEARSON

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,275	0,254	-0,262	0,278	0,29460918	0,221
Fuerza Media	0,655	0,002	0,667	0,002	-0,5110772	0,025
Amplitud Fuerza	0,381	0,108	0,151	0,538	-0,44568832	0,056
Desviación Fuerza	0,352	0,139	0,117	0,633	-0,43315406	0,064
Fuerza Máxima	0,679	0,001	0,667	0,002	-0,5509034	0,015
Instante de Fuerza Máxima	0,329	0,170	0,324	0,177	-0,43019295	0,066
Área	0,202	0,406	0,292	0,225	-0,18632366	0,445
Pendiente de Subida	0,140	0,567	0,084	0,732	-0,08368958	0,733
Pendiente de Bajada	0,481	0,037	0,532	0,019	-0,34499601	0,148
FAfftAmp	0,441	0,059	0,516	0,024	-0,34421211	0,149
FDfftAmp	0,280	0,246	0,256	0,291	-0,24881906	0,304
SignalKurtosis	-0,064	0,794	0,080	0,746	0,32220081	0,179
SignalSkewness	-0,187	0,442	-0,318	0,185	-0,09429654	0,701
FftKurtosis	0,108	0,660	0,267	0,269	-0,08203483	0,738
FftSkewness	0,026	0,915	0,237	0,328	-0,01647468	0,947

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,169	0,381	0,020	0,917	-0,29729574	0,117
Fuerza Media	0,167	0,388	0,190	0,324	-0,10738527	0,579
Amplitud Fuerza	0,097	0,617	0,080	0,679	0,14101646	0,466
Desviación Fuerza	0,012	0,952	-0,002	0,990	0,2085618	0,278
Fuerza Máxima	0,178	0,356	0,240	0,210	-0,1060087	0,584
Instante de Fuerza Máxima	-0,293	0,123	-0,256	0,181	0,35137306	0,062
Área	-0,094	0,626	0,097	0,618	0,01471445	0,940
Pendiente de Subida	-0,134	0,489	-0,126	0,513	0,27473809	0,149
Pendiente de Bajada	0,196	0,309	0,179	0,352	-0,16456573	0,394
FAfftAmp	0,014	0,941	0,176	0,360	-0,01643431	0,933
FDfftAmp	0,043	0,825	-0,010	0,958	0,03579562	0,854
SignalKurtosis	0,119	0,540	-0,041	0,834	-0,188944	0,326
SignalSkewness	-0,387	0,038	-0,092	0,636	0,33483272	0,076
FftKurtosis	-0,349	0,063	0,068	0,726	0,21646322	0,259
FftSkewness	-0,291	0,126	0,128	0,507	0,17857979	0,354

KENDALL

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,266	0,139	-0,177	0,333	0,2470283	0,159
Fuerza Media	0,415	0,019	0,566	0,001	-0,31745635	0,067
Amplitud Fuerza	0,251	0,160	0,151	0,410	-0,31745635	0,067
Desviación Fuerza	0,251	0,160	0,151	0,410	-0,32943583	0,058
Fuerza Máxima	0,402	0,023	0,553	0,002	-0,31745635	0,067
Instante de Fuerza Máxima	0,271	0,130	0,303	0,092	-0,288352	0,098
Área	0,176	0,331	0,163	0,371	-0,07786665	0,673
Pendiente de Subida	0,038	0,857	0,088	0,642	-0,0419282	0,833
Pendiente de Bajada	0,264	0,140	0,402	0,024	-0,22162047	0,205
FAfftAmp	0,302	0,090	0,339	0,058	-0,17370253	0,325
FDfftAmp	0,189	0,296	0,251	0,163	-0,1976615	0,260
SignalKurtosis	-0,101	0,589	-0,050	0,802	0,25755892	0,140
SignalSkewness	-0,025	0,914	-0,138	0,452	-0,1138051	0,527
FftKurtosis	0,050	0,801	0,101	0,591	0,05390768	0,778
FftSkewness	0,013	0,971	0,101	0,591	0,05390768	0,778

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,127	0,369	-0,047	0,754	-0,19726866	0,150
Fuerza Media	0,021	0,894	0,158	0,274	-0,00254928	1,000
Amplitud Fuerza	0,047	0,745	0,125	0,390	0,07902765	0,571
Desviación Fuerza	-0,074	0,606	0,086	0,558	0,1708017	0,212
Fuerza Máxima	0,063	0,660	0,219	0,128	0,00254928	1,000
Instante de Fuerza Máxima	-0,248	0,075	-0,274	0,056	0,23708295	0,082
Área	-0,074	0,606	0,147	0,310	0,01784495	0,910
Pendiente de Subida	-0,132	0,349	-0,075	0,612	0,09432333	0,496
Pendiente de Bajada	0,106	0,456	0,141	0,329	-0,07902765	0,571
FAfftAmp	-0,026	0,863	0,180	0,211	0,05863342	0,677
FDfftAmp	-0,032	0,833	0,030	0,845	0,00764784	0,970
SignalKurtosis	0,100	0,479	0,080	0,584	-0,14530891	0,290
SignalSkewness	-0,269	0,054	-0,130	0,369	0,23198439	0,089
FftKurtosis	-0,142	0,311	0,136	0,349	0,07392909	0,597
FftSkewness	-0,164	0,244	0,130	0,369	0,09942188	0,473

#### SPEARMAN

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,363	0,127	-0,259	0,285	0,30410017	0,206
Fuerza Media	0,534	0,019	0,676	0,001	-0,47204246	0,041
Amplitud Fuerza	0,331	0,166	0,242	0,318	-0,42096324	0,073
Desviación Fuerza	0,353	0,138	0,232	0,340	-0,43241203	0,064
Fuerza Máxima	0,520	0,023	0,674	0,002	-0,45971299	0,048
Instante de Fuerza Máxima	0,398	0,091	0,388	0,100	-0,41586161	0,077
Área	0,204	0,401	0,287	0,233	-0,09335168	0,704
Pendiente de Subida	0,050	0,840	0,104	0,673	-0,0889483	0,717
Pendiente de Bajada	0,362	0,128	0,500	0,029	-0,28798113	0,232
FAfftAmp	0,360	0,130	0,442	0,058	-0,27565166	0,253
FDfftAmp	0,239	0,325	0,327	0,171	-0,24130529	0,320
SignalKurtosis	-0,147	0,549	-0,025	0,919	0,33906035	0,156
SignalSkewness	-0,034	0,889	-0,189	0,439	-0,17525457	0,473
FftKurtosis	0,064	0,795	0,159	0,515	0,0334657	0,892
FftSkewness	0,036	0,884	0,145	0,554	0,05812463	0,813

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,207	0,281	-0,061	0,753	-0,28104161	0,140
Fuerza Media	0,043	0,823	0,190	0,323	-0,00148739	0,994
Amplitud Fuerza	0,089	0,647	0,201	0,296	0,12642801	0,513
Desviación Fuerza	-0,084	0,666	0,123	0,526	0,24145271	0,207
Fuerza Máxima	0,105	0,586	0,268	0,159	-0,02305452	0,906
Instante de Fuerza Máxima	-0,325	0,086	-0,274	0,150	0,31532633	0,096
Área	-0,130	0,500	0,179	0,352	0,04115108	0,832
Pendiente de Subida	-0,150	0,437	-0,098	0,614	0,15220941	0,431
Pendiente de Bajada	0,158	0,414	0,195	0,310	-0,09866343	0,611
FAfftAmp	-0,052	0,790	0,227	0,237	0,06817197	0,725
FDfftAmp	-0,033	0,865	0,028	0,885	0,02330242	0,904
SignalKurtosis	0,135	0,484	0,082	0,671	-0,21046545	0,273
SignalSkewness	-0,367	0,050	-0,175	0,363	0,31210366	0,099
FftKurtosis	-0,228	0,234	0,146	0,451	0,13113807	0,498
FftSkewness	-0,255	0,181	0,145	0,432	0,14328508	0,458

## PEARSON

TODOS	BARTHEL TO1 (p) Value		LAWTON Y B (p) Value2		VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,008	0,956	-0,080	0,588	-0,03347167	0,821
Fuerza Media	0,329	0,023	0,339	0,019	-0,25207143	0,084
Amplitud Fuerza	0,213	0,147	0,103	0,486	-0,14530797	0,324
Desviación Fuerza	0,157	0,286	0,042	0,776	-0,09806635	0,507
Fuerza Máxima	0,345	0,016	0,365	0,011	-0,27061295	0,063
Instante de Fuerza Máxima	0,003	0,985	-0,007	0,962	-0,0486835	0,742
Área	-0,029	0,845	0,105	0,480	-0,02713091	0,855
Pendiente de Subida	-0,012	0,937	-0,065	0,660	0,10678695	0,470
Pendiente de Bajada	0,297	0,040	0,302	0,037	-0,22506431	0,124
FAfftAmp	0,214	0,145	0,305	0,035	-0,17681708	0,229
FDfftAmp	0,151	0,305	0,087	0,558	-0,10201427	0,490
SignalKurtosis	0,014	0,924	0,000	0,999	0,06439753	0,664
SignalSkewness	-0,239	0,101	-0,157	0,287	0,08875205	0,549
FftKurtosis	-0,148	0,317	0,132	0,372	0,07189863	0,627
FftSkewness	-0,146	0,323	0,163	0,269	0,07872227	0,595

## KENDALL

TODOS	BARTHEL TO1 (p) Value		LAWTON Y B (p) Value2		VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,024	0,828	-0,090	0,411	-0,00916831	0,936
Fuerza Media	0,171	0,107	0,290	0,007	-0,14043895	0,172
Amplitud Fuerza	0,123	0,246	0,166	0,123	-0,09484189	0,358
Desviación Fuerza	0,052	0,624	0,125	0,246	-0,04377318	0,675
Fuerza Máxima	0,191	0,070	0,331	0,002	-0,15320613	0,136
Instante de Fuerza Máxima	-0,006	0,964	-0,029	0,791	-0,02280864	0,830
Área	0,009	0,942	0,146	0,176	-0,03652625	0,728
Pendiente de Subida	-0,022	0,842	0,020	0,862	-0,02371047	0,823
Pendiente de Bajada	0,161	0,128	0,235	0,029	-0,13679118	0,184
FAfftAmp	0,110	0,301	0,245	0,023	-0,08389859	0,417
FDfftAmp	0,060	0,574	0,121	0,261	-0,09848965	0,340
SignalKurtosis	0,007	0,957	0,020	0,862	0,03830153	0,714
SignalSkewness	-0,148	0,163	-0,108	0,319	0,06565977	0,526
FftKurtosis	-0,049	0,650	0,141	0,191	0,01641494	0,879
FftSkewness	-0,068	0,526	0,135	0,211	0,03465377	0,741

## SPEARMAN

TODOS	BARTHEL TO1 (p) Value		LAWTON Y B (p) Value2		VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,024	0,873	-0,138	0,348	-0,03099901	0,834
Fuerza Media	0,244	0,094	0,356	0,013	-0,21019498	0,152
Amplitud Fuerza	0,180	0,222	0,252	0,084	-0,12726054	0,389
Desviación Fuerza	0,080	0,588	0,176	0,230	-0,05723185	0,699
Fuerza Máxima	0,277	0,057	0,417	0,003	-0,23268475	0,111
Instante de Fuerza Máxima	0,011	0,942	-0,029	0,847	-0,0394807	0,790
Área	0,002	0,990	0,204	0,163	-0,04351281	0,769
Pendiente de Subida	-0,017	0,911	0,028	0,848	-0,0344698	0,816
Pendiente de Bajada	0,235	0,108	0,312	0,031	-0,18144292	0,217
FAfftAmp	0,128	0,384	0,322	0,026	-0,11598842	0,432
FDfftAmp	0,084	0,572	0,161	0,274	-0,12595362	0,394
SignalKurtosis	-0,001	0,995	0,023	0,874	0,06561786	0,658
SignalSkewness	-0,197	0,180	-0,141	0,337	0,08396908	0,570
FftKurtosis	-0,078	0,599	0,181	0,217	0,02548478	0,863
FftSkewness	-0,098	0,507	0,179	0,225	0,04416273	0,766

## FRIED

HOMBRES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,087	0,722	-0,014	0,971	0,01425453	0,954
Fuerza Media	-0,152	0,536	-0,155	0,417	-0,2701389	0,263
Amplitud Fuerza	-0,194	0,427	-0,168	0,376	-0,21868387	0,368
Desviación Fuerza	-0,267	0,270	-0,249	0,184	-0,32067509	0,181
Fuerza Máxima	-0,176	0,471	-0,155	0,417	-0,25359979	0,295
Instante de Fuerza Máxima	-0,279	0,248	-0,162	0,396	-0,20682969	0,396
Pendiente de Subida	-0,055	0,823	0,034	0,883	0,02572751	0,917
Pendiente de Bajada	0,115	0,640	0,155	0,417	0,17457956	0,475
Área	-0,156	0,525	-0,074	0,712	-0,10658542	0,664
FAfftAmp	-0,137	0,576	-0,034	0,883	-0,0946405	0,700
FDfftAmp	-0,054	0,827	0,020	0,941	0,02940287	0,905
SignalKurtosis	0,208	0,393	0,168	0,376	0,23338531	0,336
SignalSkewness	-0,174	0,476	-0,141	0,461	-0,23062879	0,342
FftKurtosis	-0,003	0,991	0,047	0,825	0,04410431	0,858
FftSkewness	0,065	0,790	0,034	0,883	0,05329271	0,828

MUJERES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,165	0,391	-0,122	0,416	-0,18596058	0,334
Fuerza Media	-0,169	0,382	-0,003	1,000	-0,01997229	0,918
Amplitud Fuerza	0,150	0,438	0,072	0,634	0,13384028	0,489
Desviación Fuerza	0,180	0,349	0,089	0,552	0,15614699	0,419
Fuerza Máxima	-0,191	0,322	-0,066	0,662	-0,10919914	0,573
Instante de Fuerza Máxima	0,164	0,394	0,124	0,405	0,19064458	0,322
Pendiente de Subida	-0,097	0,616	-0,055	0,721	-0,06302943	0,745
Pendiente de Bajada	0,047	0,810	-0,009	0,968	-0,02412238	0,901
Área	-0,264	0,167	-0,078	0,606	-0,10530843	0,587
FAfftAmp	-0,084	0,663	-0,037	0,812	-0,04539157	0,815
FDfftAmp	-0,149	0,440	-0,084	0,578	-0,11257108	0,561
SignalKurtosis	-0,030	0,878	-0,026	0,874	-0,02671618	0,891
SignalSkewness	0,086	0,659	0,060	0,691	0,0806673	0,677
FftKurtosis	0,043	0,825	0,014	0,937	0,00726265	0,970
FftSkewness	0,058	0,767	0,043	0,781	0,03631325	0,852

TODOS	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,180	0,221	-0,117	0,299	-0,16891724	0,251
Fuerza Media	-0,046	0,757	-0,001	1,000	-0,03202419	0,829
Amplitud Fuerza	0,033	0,826	-0,005	0,970	0,01139651	0,939
Desviación Fuerza	0,010	0,947	-0,013	0,911	0,0094591	0,949
Fuerza Máxima	-0,069	0,643	-0,043	0,708	-0,08114315	0,584
Instante de Fuerza Máxima	0,003	0,985	0,019	0,874	0,03014459	0,839
Pendiente de Subida	-0,119	0,419	-0,038	0,736	-0,0529411	0,721
Pendiente de Bajada	-0,006	0,969	-0,020	0,866	-0,05390549	0,716
Área	-0,134	0,365	-0,055	0,627	-0,08125711	0,583
FAfftAmp	-0,054	0,715	-0,003	0,985	-0,01321995	0,929
FDfftAmp	-0,114	0,440	-0,055	0,627	-0,07498903	0,612
SignalKurtosis	0,125	0,398	0,090	0,421	0,11932145	0,419
SignalSkewness	-0,109	0,459	-0,063	0,574	-0,09185587	0,535
FftKurtosis	-0,013	0,931	-0,009	0,940	-0,02005786	0,892
FftSkewness	0,023	0,875	0,001	1,000	-0,00535636	0,971

## VIG

### PEARSON

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2		MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mant	0,359	0,131	0,204	0,402		Tiempo de Fase de Mant	-0,198	0,304	-0,368	0,050
Fuerza Media	-0,683	0,001	-0,288	0,233		Fuerza Media	-0,144	0,457	-0,046	0,814
Amplitud Fuerza	-0,478	0,038	-0,356	0,134		Amplitud Fuerza	0,059	0,760	0,209	0,277
Desviación Fuerza	-0,454	0,051	-0,354	0,137		Desviación Fuerza	0,116	0,550	0,275	0,149
Fuerza Máxima	-0,717	0,001	-0,327	0,172		Fuerza Máxima	-0,156	0,420	-0,031	0,875
Instante de Fuerza Máxima	-0,394	0,095	-0,415	0,077		Instante de Fuerza Máxima	0,353	0,060	0,308	0,104
Pendiente de Subida	-0,261	0,280	-0,083	0,736		Pendiente de Subida	0,068	0,726	-0,043	0,826
Pendiente de Bajada	-0,203	0,405	0,053	0,828		Pendiente de Bajada	0,239	0,212	0,288	0,130
Área	-0,483	0,036	-0,170	0,487		Área	-0,184	0,340	-0,116	0,548
FAfftAmp	-0,446	0,055	-0,201	0,410		FAfftAmp	-0,035	0,857	0,004	0,982
FDfftAmp	-0,356	0,135	-0,111	0,651		FDfftAmp	0,016	0,933	0,063	0,744
SignalKurtosis	0,211	0,385	0,399	0,090		SignalKurtosis	-0,127	0,511	-0,226	0,238
SignalSkewness	0,032	0,896	-0,200	0,411		SignalSkewness	0,305	0,107	0,300	0,114
FftKurtosis	-0,155	0,527	0,006	0,982		FftKurtosis	0,186	0,333	0,201	0,296
FftSkewness	-0,087	0,722	0,060	0,807		FftSkewness	0,136	0,481	0,181	0,346

### KENDALL

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2		MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mant	0,327	0,065	0,184	0,305		Tiempo de Fase de Mant	-0,123	0,382	-0,285	0,042
Fuerza Media	-0,436	0,013	-0,219	0,216		Fuerza Media	-0,018	0,909	0,026	0,864
Amplitud Fuerza	-0,326	0,065	-0,243	0,168		Amplitud Fuerza	0,029	0,849	0,105	0,458
Desviación Fuerza	-0,338	0,055	-0,268	0,129		Desviación Fuerza	0,086	0,544	0,194	0,165
Fuerza Máxima	-0,436	0,013	-0,219	0,216		Fuerza Máxima	-0,049	0,733	0,031	0,834
Instante de Fuerza Máxima	-0,308	0,082	-0,287	0,104		Instante de Fuerza Máxima	0,278	0,044	0,210	0,133
Pendiente de Subida	-0,178	0,321	-0,012	0,972		Pendiente de Subida	-0,003	1,000	0,010	0,954
Pendiente de Bajada	-0,141	0,435	0,024	0,916		Pendiente de Bajada	0,101	0,471	0,157	0,261
Área	-0,301	0,089	-0,134	0,458		Área	-0,065	0,649	-0,052	0,718
FAfftAmp	-0,301	0,089	-0,085	0,646		FAfftAmp	0,055	0,704	0,052	0,718
FDfftAmp	-0,313	0,076	-0,110	0,548		FDfftAmp	-0,008	0,970	0,063	0,662
SignalKurtosis	0,227	0,202	0,304	0,083		SignalKurtosis	-0,153	0,271	-0,184	0,189
SignalSkewness	-0,092	0,620	-0,158	0,377		SignalSkewness	0,205	0,139	0,205	0,143
FftKurtosis	-0,055	0,777	0,049	0,805		FftKurtosis	0,060	0,676	0,089	0,530
FftSkewness	-0,018	0,943	0,049	0,805		FftSkewness	0,060	0,676	0,110	0,435

### SPEARMAN

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2		MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mant	0,395	0,095	0,271	0,262		Tiempo de Fase de Mant	-0,150	0,438	-0,394	0,034
Fuerza Media	-0,587	0,008	-0,329	0,169		Fuerza Media	-0,013	0,945	0,037	0,847
Amplitud Fuerza	-0,422	0,072	-0,363	0,127		Amplitud Fuerza	0,043	0,826	0,159	0,409
Desviación Fuerza	-0,430	0,066	-0,388	0,101		Desviación Fuerza	0,131	0,497	0,281	0,140
Fuerza Máxima	-0,566	0,012	-0,321	0,180		Fuerza Máxima	-0,078	0,689	0,043	0,823
Instante de Fuerza Máxima	-0,446	0,055	-0,422	0,072		Instante de Fuerza Máxima	0,357	0,057	0,268	0,161
Pendiente de Subida	-0,232	0,338	-0,016	0,948		Pendiente de Subida	0,039	0,841	0,042	0,828
Pendiente de Bajada	-0,222	0,362	-0,021	0,931		Pendiente de Bajada	0,146	0,450	0,230	0,230
Área	-0,398	0,091	-0,142	0,561		Área	-0,097	0,618	-0,060	0,759
FAfftAmp	-0,415	0,077	-0,157	0,520		FAfftAmp	0,045	0,819	0,086	0,657
FDfftAmp	-0,373	0,115	-0,126	0,609		FDfftAmp	0,018	0,928	0,099	0,609
SignalKurtosis	0,281	0,244	0,437	0,061		SignalKurtosis	-0,207	0,282	-0,257	0,178
SignalSkewness	-0,104	0,672	-0,291	0,227		SignalSkewness	0,275	0,149	0,306	0,107
FftKurtosis	-0,089	0,718	0,072	0,771		FftKurtosis	0,112	0,563	0,143	0,460
FftSkewness	-0,058	0,815	0,088	0,722		FftSkewness	0,118	0,542	0,158	0,413

## PEARSON

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,052	0,727	-0,115	0,437
Fuerza Media	-0,359	0,012	-0,115	0,436
Amplitud Fuerza	-0,205	0,163	-0,064	0,665
Desviación Fuerza	-0,157	0,285	-0,022	0,880
Fuerza Máxima	-0,380	0,008	-0,127	0,388
Instante de Fuerza Máxima	-0,034	0,818	-0,055	0,710
Pendiente de Subida	0,005	0,974	-0,056	0,704
Pendiente de Bajada	0,053	0,720	0,158	0,283
Área	-0,310	0,032	-0,112	0,449
FAfftAmp	-0,246	0,092	-0,087	0,558
FDfftAmp	-0,162	0,271	-0,022	0,880
SignalKurtosis	0,043	0,773	0,079	0,595
SignalSkewness	0,137	0,351	0,024	0,869
FftKurtosis	0,028	0,848	0,099	0,503
FftSkewness	0,029	0,847	0,112	0,450

## KENDALL

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,044	0,679	-0,083	0,434
Fuerza Media	-0,203	0,053	-0,066	0,535
Amplitud Fuerza	-0,118	0,261	-0,051	0,634
Desviación Fuerza	-0,077	0,467	-0,008	0,950
Fuerza Máxima	-0,225	0,032	-0,072	0,500
Instante de Fuerza Máxima	-0,001	1,000	-0,027	0,801
Pendiente de Subida	-0,060	0,571	-0,010	0,928
Pendiente de Bajada	-0,041	0,699	0,017	0,879
Área	-0,165	0,116	-0,066	0,535
FAfftAmp	-0,116	0,269	-0,032	0,767
FDfftAmp	-0,137	0,193	-0,040	0,712
SignalKurtosis	0,013	0,907	0,030	0,780
SignalSkewness	0,083	0,434	0,028	0,794
FftKurtosis	-0,011	0,921	0,041	0,699
FftSkewness	0,002	0,993	0,055	0,608

## SPEARMAN

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,065	0,662	-0,121	0,414
Fuerza Media	-0,279	0,055	-0,103	0,486
Amplitud Fuerza	-0,169	0,252	-0,067	0,653
Desviación Fuerza	-0,104	0,481	0,000	0,997
Fuerza Máxima	-0,313	0,030	-0,115	0,438
Instante de Fuerza Máxima	-0,019	0,897	-0,044	0,768
Pendiente de Subida	-0,064	0,664	-0,007	0,962
Pendiente de Bajada	-0,056	0,705	0,021	0,886
Área	-0,231	0,114	-0,088	0,553
FAfftAmp	-0,172	0,243	-0,036	0,808
FDfftAmp	-0,164	0,266	-0,048	0,748
SignalKurtosis	0,035	0,815	0,059	0,691
SignalSkewness	0,104	0,480	0,040	0,787
FftKurtosis	-0,006	0,970	0,058	0,697
FftSkewness	0,011	0,940	0,074	0,615



**TABLA 15: CORRELACIONES POR PRUEBA PEARSON**

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,305	0,039	-0,203	0,176	0,31221425	0,035
Fuerza Media	0,724	0,000	0,707	0,000	-0,54334544	0,000
Amplitud Fuerza	0,326	0,027	0,080	0,598	-0,37737272	0,010
Desviación Fuerza	0,288	0,052	0,034	0,824	-0,36058147	0,014
Fuerza Máxima	0,738	0,000	0,682	0,000	-0,57462416	0,000
Instante de Fuerza Máxima	0,291	0,050	0,235	0,117	-0,292612	0,048
Área	0,283	0,057	0,257	0,085	-0,22650857	0,130
Pendiente de Subida	0,171	0,256	0,025	0,869	-0,15891313	0,291
Pendiente de Bajada	0,488	0,001	0,551	0,000	-0,30620766	0,038
FAfftAmp	0,489	0,001	0,520	0,000	-0,35089348	0,017
FDfftAmp	0,299	0,044	0,198	0,187	-0,26515724	0,075
SignalKurtosis	0,010	0,946	0,180	0,230	0,22990726	0,124
SignalSkewness	-0,120	0,426	-0,272	0,068	-0,16875401	0,262
FftKurtosis	0,197	0,190	0,232	0,121	-0,11026094	0,466
FftSkewness	0,160	0,289	0,204	0,173	-0,05457343	0,719

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value4	Columna4	(p) Value5	Columna6	(p) Value6
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,153	0,214	0,007	0,955	-0,26778958	0,027
Fuerza Media	0,211	0,085	0,155	0,206	-0,13989783	0,255
Amplitud Fuerza	0,165	0,179	0,039	0,751	0,018597422	0,880
Desviación Fuerza	0,117	0,340	0,002	0,990	0,054493346	0,659
Fuerza Máxima	0,224	0,066	0,182	0,138	-0,13952365	0,256
Instante de Fuerza Máxima	-0,319	0,008	-0,209	0,088	0,288841639	0,017
Área	-0,108	0,379	0,020	0,875	0,043814264	0,723
Pendiente de Subida	-0,134	0,275	-0,129	0,295	0,186505257	0,128
Pendiente de Bajada	0,221	0,070	0,141	0,250	-0,20251913	0,098
FAfftAmp	-0,014	0,910	0,112	0,364	-0,0070998	0,954
FDfftAmp	0,014	0,907	-0,032	0,795	0,015636531	0,899
SignalKurtosis	0,210	0,085	0,071	0,567	-0,25271932	0,038
SignalSkewness	-0,207	0,091	-0,043	0,730	0,215466217	0,078
FftKurtosis	-0,313	0,009	-0,054	0,663	0,215598383	0,077
FftSkewness	-0,281	0,020	-0,012	0,921	0,204367811	0,095

#### KENDALL

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,245	0,024	-0,149	0,177	0,22137526	0,038
Fuerza Media	0,450	0,000	0,607	0,000	-0,3465531	0,001
Amplitud Fuerza	0,203	0,062	0,074	0,503	-0,2679742	0,012
Desviación Fuerza	0,190	0,080	0,038	0,734	-0,27401873	0,010
Fuerza Máxima	0,417	0,000	0,565	0,000	-0,34453826	0,001
Instante de Fuerza Máxima	0,263	0,016	0,184	0,095	-0,18884458	0,076
Área	0,177	0,105	0,127	0,252	-0,11815409	0,269
Pendiente de Subida	0,070	0,522	0,019	0,869	-0,09268281	0,386
Pendiente de Bajada	0,242	0,026	0,395	0,000	-0,14909843	0,161
FAfftAmp	0,339	0,002	0,374	0,001	-0,21760311	0,040
FDfftAmp	0,205	0,060	0,225	0,041	-0,19745468	0,063
SignalKurtosis	-0,045	0,683	0,049	0,662	0,1752914	0,099
SignalSkewness	-0,018	0,877	-0,151	0,171	-0,14103905	0,185
FftKurtosis	0,102	0,351	0,121	0,273	-0,01813359	0,871
FftSkewness	0,075	0,497	0,104	0,346	0,00201484	0,992

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value4	Columna4	(p) Value5	Columna6	(p) Value6
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,166	0,061	-0,002	0,987	-0,18799252	0,029
Fuerza Media	0,092	0,301	0,145	0,107	-0,04921465	0,569
Amplitud Fuerza	0,102	0,249	0,141	0,117	0,004556912	0,962
Desviación Fuerza	0,032	0,722	0,109	0,228	0,060151239	0,486
Fuerza Máxima	0,101	0,253	0,186	0,040	-0,04374636	0,613
Instante de Fuerza Máxima	-0,173	0,050	-0,169	0,061	0,128105477	0,136
Área	-0,095	0,281	0,030	0,743	0,06020412	0,486
Pendiente de Subida	-0,106	0,232	-0,097	0,282	0,104808978	0,223
Pendiente de Bajada	0,136	0,123	0,124	0,171	-0,09751792	0,257
FAfftAmp	-0,037	0,682	0,119	0,188	0,061062622	0,479
FDfftAmp	-0,020	0,821	-0,020	0,831	0,027341472	0,754
SignalKurtosis	0,221	0,012	0,171	0,058	-0,22146593	0,010
SignalSkewness	-0,166	0,061	-0,088	0,329	0,161314687	0,060
FftKurtosis	-0,131	0,140	0,015	0,874	0,091138241	0,290
FftSkewness	-0,150	0,089	0,008	0,935	0,107543125	0,211

### SPEARMAN

HOMBRES	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,346	0,019	-0,215	0,152	0,2941526	0,047
Fuerza Media	0,586	0,000	0,736	0,000	-0,50478165	0,000
Amplitud Fuerza	0,292	0,049	0,131	0,387	-0,36055832	0,014
Desviación Fuerza	0,286	0,054	0,089	0,557	-0,37748565	0,010
Fuerza Máxima	0,550	0,000	0,705	0,000	-0,49256669	0,001
Instante de Fuerza Máxima	0,356	0,015	0,255	0,087	-0,26753026	0,072
Área	0,208	0,166	0,206	0,170	-0,13388916	0,375
Pendiente de Subida	0,093	0,541	0,024	0,875	-0,12742001	0,399
Pendiente de Bajada	0,327	0,027	0,512	0,000	-0,23146418	0,122
FAfftAmp	0,430	0,003	0,498	0,000	-0,31207051	0,035
FDfftAmp	0,288	0,052	0,303	0,040	-0,26910114	0,071
SignalKurtosis	-0,057	0,705	0,089	0,556	0,2470274	0,098
SignalSkewness	-0,040	0,790	-0,216	0,150	-0,19680346	0,190
FftKurtosis	0,114	0,449	0,179	0,234	-0,01798141	0,906
FftSkewness	0,080	0,596	0,158	0,295	0,01519119	0,920

MUJERES	BARTHEL TOTAL	(p) Value4	Columna4	(p) Value5	Columna6	(p) Value6
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,226	0,064	-0,003	0,978	-0,25978967	0,032
Fuerza Media	0,120	0,329	0,179	0,144	-0,0527694	0,669
Amplitud Fuerza	0,155	0,208	0,198	0,106	0,004870431	0,969
Desviación Fuerza	0,054	0,662	0,148	0,229	0,085596872	0,488
Fuerza Máxima	0,133	0,281	0,228	0,062	-0,06283623	0,611
Instante de Fuerza Máxima	-0,243	0,046	-0,190	0,121	0,175779906	0,152
Área	-0,148	0,230	0,043	0,729	0,091659648	0,457
Pendiente de Subida	-0,146	0,234	-0,129	0,293	0,143524325	0,243
Pendiente de Bajada	0,191	0,119	0,160	0,194	-0,12546154	0,308
FAfftAmp	-0,053	0,667	0,154	0,209	0,085366773	0,489
FDfftAmp	-0,044	0,722	-0,031	0,801	0,032597375	0,792
SignalKurtosis	0,306	0,011	0,233	0,056	-0,30959836	0,010
SignalSkewness	-0,232	0,057	-0,109	0,376	0,218900961	0,073
FftKurtosis	-0,198	0,106	0,020	0,873	0,13836627	0,260
FftSkewness	-0,219	0,073	0,013	0,919	0,154492383	0,208



## PEARSON

TODOS	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,023	0,812	-0,062	0,515	-0,02042001	0,829
Fuerza Media	0,360	0,000	0,320	0,001	-0,26957597	0,004
Amplitud Fuerza	0,229	0,014	0,052	0,585	-0,1691877	0,072
Desviación Fuerza	0,186	0,048	0,012	0,901	-0,13793937	0,143
Fuerza Máxima	0,373	0,000	0,325	0,000	-0,2847934	0,002
Instante de Fuerza Máxima	-0,022	0,813	-0,020	0,831	-0,0089712	0,925
Área	-0,028	0,763	0,048	0,608	-0,01156422	0,903
Pendiente de Subida	-0,014	0,883	-0,081	0,391	0,04698054	0,620
Pendiente de Bajada	0,301	0,001	0,280	0,003	-0,21818163	0,020
FAfftAmp	0,202	0,031	0,260	0,005	-0,1594359	0,090
FDfftAmp	0,135	0,152	0,051	0,593	-0,11066253	0,241
SignalKurtosis	0,085	0,368	0,100	0,290	0,00486293	0,959
SignalSkewness	-0,128	0,175	-0,111	0,238	0,00993734	0,916
FftKurtosis	-0,116	0,221	0,036	0,703	0,08050617	0,395
FftSkewness	-0,114	0,226	0,054	0,567	0,09907603	0,294

## KENDALL

TODOS	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,005	0,944	-0,057	0,406	-0,01431104	0,829
Fuerza Media	0,207	0,002	0,282	0,000	-0,17011499	0,009
Amplitud Fuerza	0,131	0,051	0,122	0,074	-0,11266106	0,085
Desviación Fuerza	0,088	0,192	0,091	0,182	-0,08666236	0,185
Fuerza Máxima	0,214	0,001	0,301	0,000	-0,1791022	0,006
Instante de Fuerza Máxima	0,025	0,710	-0,023	0,735	-0,02893015	0,660
Área	-0,004	0,960	0,068	0,324	-0,02121379	0,747
Pendiente de Subida	-0,023	0,729	-0,034	0,618	-0,00497545	0,941
Pendiente de Bajada	0,167	0,013	0,217	0,002	-0,12710479	0,052
FAfftAmp	0,092	0,172	0,201	0,003	-0,06323142	0,334
FDfftAmp	0,069	0,307	0,073	0,289	-0,0702928	0,283
SignalKurtosis	0,068	0,312	0,091	0,182	-0,00706138	0,916
SignalSkewness	-0,089	0,187	-0,095	0,166	0,02022122	0,759
FftKurtosis	-0,050	0,455	0,053	0,439	0,03209717	0,625
FftSkewness	-0,069	0,305	0,042	0,539	0,04814575	0,462

## SPEARMAN

TODOS	BARTHEL TOTAL	(p) Value	LAWTON Y BRODY	(p) Value2	VIG	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,007	0,940	-0,085	0,371	-0,02618648	0,782
Fuerza Media	0,290	0,002	0,345	0,000	-0,24110366	0,010
Amplitud Fuerza	0,193	0,040	0,179	0,057	-0,16143999	0,086
Desviación Fuerza	0,135	0,153	0,131	0,164	-0,12593912	0,182
Fuerza Máxima	0,300	0,001	0,376	0,000	-0,2550188	0,006
Instante de Fuerza Máxima	0,034	0,718	-0,025	0,795	-0,04066441	0,668
Área	-0,013	0,891	0,099	0,295	-0,03173187	0,738
Pendiente de Subida	-0,031	0,745	-0,042	0,661	-0,01100212	0,908
Pendiente de Bajada	0,238	0,011	0,283	0,002	-0,17865414	0,057
FAfftAmp	0,121	0,199	0,265	0,004	-0,08910971	0,346
FDfftAmp	0,090	0,343	0,094	0,319	-0,09683718	0,305
SignalKurtosis	0,096	0,310	0,125	0,184	-0,01140838	0,904
SignalSkewness	-0,125	0,187	-0,123	0,194	0,02518132	0,790
FftKurtosis	-0,079	0,403	0,075	0,426	0,04647453	0,623
FftSkewness	-0,101	0,285	0,064	0,500	0,06870219	0,468

## FRIED

HOMBRES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,052	0,729	0,062	0,593	0,08353332	0,581
Fuerza Media	-0,172	0,254	-0,165	0,146	-0,269561649	0,070
Amplitud Fuerza	-0,212	0,158	-0,199	0,080	-0,255621021	0,086
Desviación Fuerza	-0,222	0,139	-0,203	0,073	-0,266927706	0,073
Fuerza Máxima	-0,204	0,173	-0,165	0,146	-0,269304679	0,070
Instante de Fuerza Máxima	-0,297	0,045	-0,182	0,109	-0,250102605	0,094
Pendiente de Subida	-0,090	0,553	-0,022	0,851	-0,034664189	0,819
Pendiente de Bajada	0,034	0,821	0,138	0,224	0,177502106	0,238
Área	-0,097	0,523	-0,045	0,700	-0,063343133	0,676
FAfftAmp	-0,139	0,355	-0,076	0,508	-0,134395369	0,373
FDfftAmp	-0,041	0,787	0,056	0,628	0,07850437	0,604
SignalKurtosis	0,135	0,370	0,103	0,368	0,14685842	0,330
SignalSkewness	-0,189	0,208	-0,136	0,231	-0,207374882	0,167
FftKurtosis	-0,011	0,943	0,038	0,744	0,041179461	0,786
FftSkewness	0,047	0,754	0,051	0,656	0,064114043	0,672

MUJERES	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,041	0,737	-0,046	0,623	-0,057039218	0,644
Fuerza Media	-0,216	0,077	-0,083	0,372	-0,125260925	0,309
Amplitud Fuerza	0,151	0,219	0,069	0,461	0,103603944	0,400
Desviación Fuerza	0,148	0,227	0,091	0,331	0,132674122	0,281
Fuerza Máxima	-0,180	0,143	-0,054	0,561	-0,10022883	0,416
Instante de Fuerza Máxima	0,046	0,712	0,033	0,725	0,041717606	0,736
Pendiente de Subida	-0,097	0,430	-0,092	0,326	-0,132829867	0,280
Pendiente de Bajada	-0,055	0,655	-0,037	0,696	-0,053198224	0,667
Área	-0,226	0,063	-0,076	0,415	-0,1058942	0,390
FAfftAmp	-0,184	0,132	-0,110	0,236	-0,154672632	0,208
FDfftAmp	-0,171	0,162	-0,124	0,184	-0,16682706	0,174
SignalKurtosis	-0,061	0,621	-0,045	0,631	-0,06137484	0,619
SignalSkewness	0,081	0,509	0,071	0,448	0,090686097	0,462
FftKurtosis	-0,042	0,734	-0,043	0,647	-0,066256701	0,591
FftSkewness	-0,031	0,801	-0,028	0,763	-0,04431846	0,720

TODOS	PEARSON	(p) Value	KENDALL	(p) Value2	SPEARMAN	(p) Value3
Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,052	0,582	-0,029	0,687	-0,038686792	0,683
Fuerza Media	-0,056	0,557	-0,042	0,555	-0,078970073	0,404
Amplitud Fuerza	0,002	0,981	-0,026	0,712	-0,027078843	0,775
Desviación Fuerza	-0,002	0,982	-0,018	0,798	-0,016877677	0,859
Fuerza Máxima	-0,057	0,545	-0,036	0,615	-0,075864818	0,422
Instante de Fuerza Máxima	-0,098	0,298	-0,063	0,378	-0,089062763	0,346
Pendiente de Subida	-0,106	0,264	-0,064	0,364	-0,091142722	0,335
Pendiente de Bajada	-0,075	0,428	-0,020	0,780	-0,033480057	0,724
Área	-0,079	0,405	-0,031	0,663	-0,049582411	0,600
FAfftAmp	-0,081	0,390	-0,033	0,641	-0,061935651	0,513
FDfftAmp	-0,106	0,260	-0,052	0,460	-0,07143358	0,450
SignalKurtosis	0,095	0,313	0,063	0,372	0,081609328	0,388
SignalSkewness	-0,111	0,238	-0,050	0,479	-0,071120089	0,452
FftKurtosis	-0,038	0,688	-0,015	0,833	-0,025003024	0,792
FftSkewness	-0,005	0,957	-0,003	0,967	-0,007299256	0,939

VIG

## PEARSON

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2		MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,346	0,018	0,246	0,099		Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,192	0,117	-0,323	0,007
Fuerza Media	-0,719	0,000	-0,317	0,032		Fuerza Media	-0,157	0,202	-0,093	0,448
Amplitud Fuerza	-0,389	0,008	-0,314	0,033		Amplitud Fuerza	-0,013	0,913	0,051	0,679
Desviación Fuerza	-0,369	0,012	-0,300	0,043		Desviación Fuerza	0,022	0,861	0,082	0,507
Fuerza Máxima	-0,743	0,000	-0,350	0,017		Fuerza Máxima	-0,163	0,184	-0,089	0,472
Instante de Fuerza Máxima	-0,300	0,043	-0,242	0,105		Instante de Fuerza Máxima	0,317	0,009	0,231	0,059
Pendiente de Subida	-0,316	0,032	-0,103	0,494		Pendiente de Subida	0,091	0,461	-0,010	0,938
Pendiente de Bajada	-0,226	0,131	-0,071	0,637		Pendiente de Bajada	0,199	0,103	0,162	0,186
Área	-0,465	0,001	-0,118	0,433		Área	-0,193	0,115	-0,180	0,142
FAfftAmp	-0,459	0,001	-0,203	0,176		FAfftAmp	-0,015	0,901	0,002	0,985
FDfftAmp	-0,348	0,018	-0,155	0,302		FDfftAmp	0,024	0,845	0,016	0,894
SignalKurtosis	0,155	0,303	0,274	0,066		SignalKurtosis	-0,232	0,057	-0,240	0,048
SignalSkewness	-0,007	0,964	-0,302	0,041		SignalSkewness	0,226	0,064	0,173	0,159
FftKurtosis	-0,201	0,180	-0,002	0,991		FftKurtosis	0,212	0,082	0,179	0,144
FftSkewness	-0,155	0,303	0,055	0,717		FftSkewness	0,183	0,136	0,187	0,127

## KENDALL

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2		MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,270	0,012	0,198	0,065		Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,117	0,184	-0,249	0,005
Fuerza Media	-0,453	0,000	-0,241	0,024		Fuerza Media	-0,056	0,527	-0,031	0,731
Amplitud Fuerza	-0,246	0,022	-0,239	0,025		Amplitud Fuerza	-0,017	0,847	0,029	0,747
Desviación Fuerza	-0,254	0,018	-0,252	0,019		Desviación Fuerza	0,029	0,748	0,072	0,414
Fuerza Máxima	-0,447	0,000	-0,250	0,020		Fuerza Máxima	-0,062	0,479	-0,040	0,652
Instante de Fuerza Máxima	-0,250	0,020	-0,139	0,197		Instante de Fuerza Máxima	0,158	0,073	0,106	0,231
Pendiente de Subida	-0,200	0,063	-0,049	0,653		Pendiente de Subida	0,055	0,534	0,052	0,558
Pendiente de Bajada	-0,166	0,123	-0,036	0,745		Pendiente de Bajada	0,099	0,260	0,106	0,229
Área	-0,244	0,023	-0,036	0,745		Área	-0,075	0,397	-0,100	0,259
FAfftAmp	-0,318	0,003	-0,129	0,228		FAfftAmp	0,029	0,748	0,067	0,446
FDfftAmp	-0,291	0,007	-0,103	0,339		FDfftAmp	0,019	0,830	0,036	0,683
SignalKurtosis	0,158	0,143	0,227	0,034		SignalKurtosis	-0,253	0,004	-0,199	0,024
SignalSkewness	-0,080	0,461	-0,211	0,049		SignalSkewness	0,182	0,038	0,138	0,117
FftKurtosis	-0,102	0,343	0,040	0,716		FftKurtosis	0,081	0,357	0,086	0,328
FftSkewness	-0,076	0,484	0,052	0,633		FftSkewness	0,084	0,340	0,105	0,233

## SPEARMAN

HOMBRES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2		MUJERES	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,353	0,016	0,283	0,057		Tiempo de Fase de Mantenimiento	-0,155	0,207	-0,345	0,004
Fuerza Media	-0,601	0,000	-0,354	0,016		Fuerza Media	-0,067	0,586	-0,030	0,809
Amplitud Fuerza	-0,341	0,020	-0,326	0,027		Amplitud Fuerza	-0,036	0,770	0,038	0,757
Desviación Fuerza	-0,357	0,015	-0,352	0,017		Desviación Fuerza	0,043	0,729	0,099	0,422
Fuerza Máxima	-0,578	0,000	-0,354	0,016		Fuerza Máxima	-0,086	0,485	-0,036	0,770
Instante de Fuerza Máxima	-0,356	0,015	-0,205	0,171		Instante de Fuerza Máxima	0,213	0,082	0,145	0,240
Pendiente de Subida	-0,257	0,085	-0,064	0,674		Pendiente de Subida	0,087	0,481	0,075	0,543
Pendiente de Bajada	-0,231	0,122	-0,060	0,693		Pendiente de Bajada	0,140	0,257	0,154	0,209
Área	-0,336	0,022	-0,052	0,731		Área	-0,102	0,409	-0,130	0,291
FAfftAmp	-0,429	0,003	-0,188	0,210		FAfftAmp	0,030	0,807	0,107	0,386
FDfftAmp	-0,377	0,010	-0,131	0,386		FDfftAmp	0,027	0,826	0,054	0,661
SignalKurtosis	0,209	0,163	0,317	0,032		SignalKurtosis	-0,343	0,004	-0,277	0,022
SignalSkewness	-0,090	0,552	-0,315	0,033		SignalSkewness	0,243	0,046	0,197	0,108
FftKurtosis	-0,141	0,350	0,054	0,720		FftKurtosis	0,124	0,315	0,123	0,316
FftSkewness	-0,101	0,503	0,081	0,592		FftSkewness	0,134	0,275	0,140	0,253

## PEARSON

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,039	0,682	-0,080	0,399
Fuerza Media	-0,363	0,000	-0,147	0,118
Amplitud Fuerza	-0,193	0,039	-0,121	0,200
Desviación Fuerza	-0,161	0,087	-0,094	0,321
Fuerza Máxima	-0,378	0,000	-0,161	0,087
Instante de Fuerza Máxima	-0,003	0,975	-0,009	0,927
Pendiente de Subida	0,008	0,931	-0,030	0,751
Pendiente de Bajada	0,035	0,712	0,061	0,518
Área	-0,295	0,001	-0,118	0,212
FAfftAmp	-0,223	0,017	-0,080	0,398
FDfftAmp	-0,145	0,123	-0,060	0,527
SignalKurtosis	-0,022	0,818	0,030	0,755
SignalSkewness	0,089	0,347	-0,068	0,471
FftKurtosis	0,042	0,658	0,102	0,279
FftSkewness	0,047	0,623	0,131	0,163

## KENDALL

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,039	0,682	-0,080	0,399
Fuerza Media	-0,363	0,000	-0,147	0,118
Amplitud Fuerza	-0,193	0,039	-0,121	0,200
Desviación Fuerza	-0,161	0,087	-0,094	0,321
Fuerza Máxima	-0,378	0,000	-0,161	0,087
Instante de Fuerza Máxima	-0,003	0,975	-0,009	0,927
Pendiente de Subida	0,008	0,931	-0,030	0,751
Pendiente de Bajada	0,035	0,712	0,061	0,518
Área	-0,295	0,001	-0,118	0,212
FAfftAmp	-0,223	0,017	-0,080	0,398
FDfftAmp	-0,145	0,123	-0,060	0,527
SignalKurtosis	-0,022	0,818	0,030	0,755
SignalSkewness	0,089	0,347	-0,068	0,471
FftKurtosis	0,042	0,658	0,102	0,279
FftSkewness	0,047	0,623	0,131	0,163

## SPEARMAN

TODOS	GRUPO 1	(p) Value	GRUPO 2	(p) Value2
Tiempo de Fase de Mantenimiento	0,039	0,682	-0,080	0,399
Fuerza Media	-0,363	0,000	-0,147	0,118
Amplitud Fuerza	-0,193	0,039	-0,121	0,200
Desviación Fuerza	-0,161	0,087	-0,094	0,321
Fuerza Máxima	-0,378	0,000	-0,161	0,087
Instante de Fuerza Máxima	-0,003	0,975	-0,009	0,927
Pendiente de Subida	0,008	0,931	-0,030	0,751
Pendiente de Bajada	0,035	0,712	0,061	0,518
Área	-0,295	0,001	-0,118	0,212
FAfftAmp	-0,223	0,017	-0,080	0,398
FDfftAmp	-0,145	0,123	-0,060	0,527
SignalKurtosis	-0,022	0,818	0,030	0,755
SignalSkewness	0,089	0,347	-0,068	0,471
FftKurtosis	0,042	0,658	0,102	0,279
FftSkewness	0,047	0,623	0,131	0,163

# **ANEXO 6.**

# **PROGRAMA DE**

# **CALIBRACIÓN**

## DINAMÓMETRO 1

```
Signal2.time.month(2:end),
Signal2.time.date(2:end), Signal2.time.hour(2:end);
Signal2.time.min(2:end), Signal2.time.sec(2:end);
clear all
close all

% FilterSpec = 'J:\SI*.*';
% [FileName, PathName] = uigetfile(FilterSpec, 'Seleccione Archivo');
% nom = FileName;
% path = PathName;
[Signal1] = Adq_signal_9v28_All_sensors_Bascula_v0
('SI_00111.001', 999);
[Signal2] = Adq_signal_9v28_All_sensors_Bascula_v0
('SI_00112.001', 999);
%%

% load('ExSignal2.mat');
signalBasculaRaw1 = Signal1.Bascula(2:end);
Time_sens1=(0:1:length(signalBasculaRaw1)-1)*1/50;

G=(1+49400/47); %Ganancia del Amplificador

%TestSignal = 28.426*x - (34.07 - 0.7318); %Curva de calibración y =
28.426*x - (34.07 - peso de la báscula)

TestSignal1=100/3.3*signalBasculaRaw1./G*1000; %La fuerza tal cual, ojo
que hay que quitarle el offset

%%

% load('ExSignal2.mat');
signalBasculaRaw2 = Signal2.Bascula(2:end);
Time_sens2=(0:1:length(signalBasculaRaw2)-1)*1/50;

G=(1+49400/47); %Ganancia del Amplificador

%TestSignal = 28.426*x - (34.07 - 0.7318); %Curva de calibración y =
28.426*x - (34.07 - peso de la báscula)

TestSignal2=100/3.3*signalBasculaRaw2./G*1000; %La fuerza tal cual, ojo
que hay que quitarle el offset
%%
offset1= mean(TestSignal1(636:2700));
TestSignal1=TestSignal1-offset1;

offset2= mean(TestSignal2(422:4000));
TestSignal2=TestSignal2-offset2;

%%

%Añado una funcion que genera un timestamp absoluto es partir de los
datos el has calculado.
%del sensor.

Time_matlab1=convierteLineaTemporal(datetime(Signal1.time.year(2:end),
Signal1.time.month(2:end),
Signal1.time.date(2:end), Signal1.time.hour(2:end),
Signal1.time.min(2:end), Signal1.time.sec(2:end)));
Time_matlab2=convierteLineaTemporal(datetime(Signal2.time.year(2:end),
Signal2.time.month(2:end),
Signal2.time.date(2:end), Signal2.time.hour(2:end),
Signal2.time.min(2:end), Signal2.time.sec(2:end)));
```

```
%curva de medias de los escalones
%y=[0 4.7645, 9.64995, 14.53695, 19.4852, 24.3633, 29.2174, 34.0805];

y1=[0 ,...
mean(TestSignal1(3398:5692||,...
mean(TestSignal1(6009:8132||,...
mean(TestSignal1(8724:12170||,...
mean(TestSignal1(12970:16030||,...
mean(TestSignal1(17070:20190||,...
mean(TestSignal1(20490:22940||,...
mean(TestSignal1(23790:26260||];
y2=[0 ,...
mean(TestSignal1(42210:44820||,...
mean(TestSignal1(39070:41960||,...
mean(TestSignal1(35800:38640||,...
mean(TestSignal1(32870:35500||,...
mean(TestSignal1(29450:32480||,...
mean(TestSignal1(26610:29080||,...
mean(TestSignal1(23790:26260||];
y3=[0 ,...
mean(TestSignal2(5000:7840||,...
mean(TestSignal2(8200:12750||,...
mean(TestSignal2(13220:18450||,...
mean(TestSignal2(18930:23010||,...
mean(TestSignal2(23550:27150||,...
mean(TestSignal2(27860:31230||,...
mean(TestSignal2(31600:35290||];
y4=[0 ,...
mean(TestSignal2(55790:58120||,...
mean(TestSignal2(49930:55590||,...
mean(TestSignal2(46360:49540||,...
mean(TestSignal2(42490:45890||,...
mean(TestSignal2(38330:41410||,...
mean(TestSignal2(35610:37890||,...
mean(TestSignal2(31600:35290||];

y=mean([y1;y2;y3;y4]);

%metodo de minimos cuadrados
m=polyfit(y,x,1)
figure; hold on;

plot |Time_matlab1, TestSignal1|;

%Aplicamos la correccion de pendiente a la
%hay que multiplicar por factor que

TestSignalCal1= TestSignal1*m|1|+m|2|;

plot |Time_matlab1, TestSignalCal1|;

legend |'unCalibrated', 'Calibrated'|;

figure; hold on;

plot (Time_matlab2,TestSignal2|;

%Aplicamos la correccion de pendiente a la señal, la b es 0 así que solo
%hay que multiplicar por factor que calculado.

TestSignalCal2= TestSignal2*m(1|+m(2|;

legend|Time_matlab2,TestSignalCal2|;
legend|'unCalibrated', 'Calibrated'|;
```



## DINAMÓMETRO 2

```
% Main path for signal processing
clc
clear all
close all

%FilterSpec = 'J:\SI*.*';
%[FileName, PathName] = uigetfile(FilterSpec, 'Seleccione Archivo');
%nom = FileName;
%path = PathName;
[Signal] = load(fullfile(path, nom, 'Adq_signal_9v28_All_sensors_Bascula_v0_00001.001.mat'));
%[Signal] = Adq_signal_9v28_All_sensors_Bascula_v0 (path,nom,999);
%%

% load('ExSignal2.mat');
signalBasculaRaw = Signal.Bascula(2:end);
Time_sens=(0:1:length(signalBasculaRaw)-1)*1/50;

G=(1+49400/47); %Ganancia del Amplificador

%TestSignal = 28.426*x - (34.07 - 0.7318); %Curva de calibración y =
28.426*x - (34.07 - peso de la báscula)

TestSignal=100/3.3*signalBasculaRaw./G*1000; %La fuerza tal cual, ojo
que hay que quitarle el offset

%%
offset= mean(TestSignal(1:2780));
TestSignal=TestSignal-offset;

%%

%Añado una funcion que genera un timestamp absoluto a partir de los
datos
%del sensor.

Time_matlab=convertLineaTemporal(datetime(Signal.time.year(2:end),
Signal.time.month(2:end),
Signal.time.date(2:end),Signal.time.hour(2:end),
Signal.time.min(2:end), Signal.time.sec(2:end)));

%curva de pesos
x=0:5:35;
x(2:end)=x(2:end)+0.7318;

%curva de medias de los escalones
y1=[0,...
mean(TestSignal(9000:13410)),...
mean(TestSignal(13890:17180)),...
mean(TestSignal(17880:21220)),...
mean(TestSignal(22300:26800)),...
mean(TestSignal(28180:32860)),...
mean(TestSignal(33810:38260)),...
mean(TestSignal(39220:45760))];
```



```
y2=[0,...
mean(TestSignal(71890:76840)),...
mean(TestSignal(70600:71190)),...
mean(TestSignal(64600:70000)),...
mean(TestSignal(57500:62200)),...
mean(TestSignal(52770:56760)),...
mean(TestSignal(46290:52450)),...
mean(TestSignal(39220:45760))];

y=mean([y1;y2]);

%metodo de minimos cuadrados
m=polyfit(y,x,1);

figure; hold on;

plot (Time_matlab, TestSignal);

%Aplicamos la correccion de pendiente a la señal, la b es 0 así que solo
%hay que multiplicar por el factor que has calculado.

TestSignalCal= TestSignal*m(1)+m(2);

plot (Time_matlab, TestSignalCal);

legend ('unCalibrated', 'Calibrated');
```

### DINAMÓMETRO 3

```
% Main path for signal processing
clc
clear all
close all

% FilterSpec = 'J:\SI*. *';
% [FileName, PathName] = uigetfile(FilterSpec, 'Seleccione Archivo');
% nom = FileName;
% path = PathName;
[Signal1] = Adq_signal_9v28_All_sensors_Bascula_v0
|'', 'SI_00331.001', 999|;
[Signal2] = Adq_signal_9v28_All_sensors_Bascula_v0
|'', 'SI_00332.001', 999|;
%%

% load('ExSignal2.mat');
signalBasculaRaw1 = Signal1.Bascula(2:end);
Time_sens1=(0:1:length(signalBasculaRaw1)-1)*1/50;

G=(1+49400/47); %Ganancia del Amplificador
28.426*x - 134.07 - peso de la báscula
%TestSignal = 28.426*x - 134.07 - 0.7318; %Curva de calibración y =
TestSignal1=100/3.3*signalBasculaRaw1./G*1000; %La fuerza tal cual, ojo
que hay que quitarle el offset

%%

% load('ExSignal2.mat');
TestSignal2=100/3.3*signalBasculaRaw2./G*1000;
signalBasculaRaw2 = Signal2.Bascula(2:end);
% que hay que quitarle el offset
Time_sens2=(0:1:length(signalBasculaRaw2)-1)*1/50;
%%
%TestSignal2=28.426*x - 134.07 - 0.7318
G=(1+49400/47); %Ganancia del Amplificador
TestSignal1=TestSignal2*G*1000; %Curva de calibración, ojo
```

```

l,...
l];

offset2= mean(TestSignal2(624:2175));
TestSignal2=TestSignal2-offset2;

%%

%Añado una funcion que genera un timestamp absoluto a partir de los
datos
%del sensor.

Time_matlab1=convierteLineaTemporal(datetime(Signal1.time.year(2:end),
Signal1.time.month(2:end), l,...
Signal1.time.date(2:end), Signal1.time.hour(2:end),
Signal1.time.min(2:end), Signal1.time.sec(2:end));
Time_matlab2=convierteLineaTemporal(datetime(Signal2.time.year(2:end),
Signal2.time.month(2:end), l,...
Signal2.time.date(2:end), Signal2.time.hour(2:end),
Signal2.time.min(2:end), Signal2.time.sec(2:end));

%curva de pesos reales
x=0:5:35;
x(2:end)=x(2:end)+0.7318;

%curva de medias de los escalones
%y=[0 4.7645, 9.64995, 14.53695, 19.4852, 24.3633, 29.2174, 34.0805];

y1=[0 ,...
mean(TestSignal1(6787:12460)),...
mean(TestSignal1(13010:16140)),...
mean(TestSignal1(16730:19650)),...
mean(TestSignal1(19970:21900)),...
mean(TestSignal1(22330:24830)),...
mean(TestSignal1(25100:28020)),...
mean(TestSignal1(28460:32250))];

y2=[0 ,...
mean(TestSignal1(47440:50380)),...
mean(TestSignal1(45310:47190)),...
mean(TestSignal1(45310:47190)),...
mean(TestSignal1(41450:43640)),...
mean(TestSignal1(36490:41150)),...
mean(TestSignal1(32530:36180)),...
mean(TestSignal1(28460:32250))];

y3=[0 ,...
mean(TestSignal2(8660:10830)),...
mean(TestSignal2(11030:12450)),...
mean(TestSignal2(12800:15480)),...
mean(TestSignal2(15680:18350)),...
mean(TestSignal2(18720:21680)),...
mean(TestSignal2(22000:22920)),...
mean(TestSignal2(23100:27580))];
y4=[0 ,...
mean(TestSignal2(46820:49480)),...
mean(TestSignal2(43230:46630)),...
mean(TestSignal2(39510:42890)),...
mean(TestSignal2(36170:39260)),...
mean(TestSignal2(32040:35950)),...
mean(TestSignal2(287950:31740)),...
mean(TestSignal2(23100:27580))];

```

```
figure; hold on;  
plot (Time_matlab1, TestSignal1|;  
  
%Aplicamos la correccion de pendiente a la señal, la b es 0 así que solo  
%hay que multiplicar por factor que calculado.  
  
TestSignalCal1= TestSignal1*m(1|+m(2|;  
plot (Time_matlab1, TestSignalCal1|;  
legend ('unCalibrated', 'Calibrated'|;  
  
figure; hold on;  
plot (Time_matlab2, TestSignal2|;  
  
%Aplicamos la correccion de pendiente a la señal, la b es 0 así que solo  
%hay que multiplicar por factor que calculado.  
  
TestSignalCal2= TestSignal2*m|1|+m|2|;  
plot |Time_matlab2, TestSignalCal2|;  
legend |'unCalibrated', 'Calibrated'|;
```

# **ANEXO 7.**

# **PROGRAMA ANÁLISIS**

# **DATOS**

## 7.1 FUNCIÓN ENCUENTRA PUNTOS

```
function [initPoint,Point2,Point3,lastPoint] =  
encuentraPuntos(SignalOriginal,FileName,Limite,UltimoPunto)  
  
% Indicamos si queremos que se impriman las graficas  
  
verGraficas = true;  
  
% Encontrar punto 1  
  
initPoint1= find (SignalOriginal>Limite,1,'first');  
[~, initPoint]= max (tan(SignalOriginal(1:initPoint1)));  
  
% Encontrar punto 2  
  
Y2 = diff(SignalOriginal);  
[I1,J1]=max(Y2);  
[I2,J2]=min(Y2);  
YF1 = Y2(J1:length(Y2));  
YF1s = sign(YF1);  
Point2 = J1 + find (YF1s==-1,1,'first')  
  
% Encontrar punto 3  
initPoint1= find  
YF2 = Y2(1:J2);  
YF2s = sign(YF2);  
Point3 = find (YF2s==1,1,'last')  
  
% Encontrar punto final  
  
lastPoint1 = find (SignalOriginal>Limite,1,'last');  
[~, lastPoint]= max (tan(SignalOriginal(lastPoint1:end)));  
lastPoint=lastPoint+lastPoint1;  
  
if lastPoint>UltimoPunto  
    lastPoint=UltimoPunto  
end  
  
YF2 =  
% Dibujamos las gráficas  
YF2s =  
  
if verGraficas  
    close all, clc;  
    figure(1);  
    title(FileName);  
    hold on;  
    plot(SignalOriginal);  
    xlabel('Tiempo[centisegundos]')  
    ylabel('Fuerza[kg]')  
    %plot(initPoint, SignalOriginal(initPoint),'or');  
    %plot(Point2, SignalOriginal(Point2),'oy');  
    %plot(Point3, SignalOriginal(Point3),'ob');  
    %plot(lastPoint, SignalOriginal(lastPoint), 'og');  
    pause  
  
    initPoint  
    Point2  
    Point3  
    lastPoint
```

```
    pause
else
    initPoint
    Point2
    Point3
    lastPoint
end
end
end
```

## 7.2 CARACTERÍSTICAS

```
%Encontrar la pendiente de generación y decadencia , gráfica comparativa
%con la señal
close all
clear all
clc
load('DDBB_Signals.mat')

for index=1:1:length(DDBB_Signals)
    for index2=1:1:length(DDBB_Signals{index}.Signal)

signalModificada=zeros(100,1)+DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.BasculaCalibrated
(1); DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.BasculaCalibrated];

        % Aplicamos filtro a los datos

        Fc      = 10;  N = 8; Fs = 50;
        [B,A]    = butter(N,Fc/(Fs/2));
        signalFiltrada = filter(B,A,signalModificada);
        signalOrAux = smoothdata(signalFiltrada,'sgolay',15);

        % Limitamos el aea de estudio de la señal

        indiceActual = 1;
        signalsActual = 0;
        signalsAcumulado = 0;
        enTramo = false;
        indiceInicio = 1;
        indiceFinal = 1;

        limite = 2.20;
        anchoAdicional = 100;

        for indice=1:1:length(signalOrAux)
            if enTramo
                if signalOrAux(indice)>limite
                    signalsActual = signalsActual+1;
                else
                    if signalsActual>signalsAcumulado
                        indiceInicio = indiceActual
                        indiceFinal = indice
                        signalsAcumulado=signalsActual
                    end
                    enTramo = false;
                    signalsActual = 1;
                end
            else
                if signalOrAux(indice)>limite
                    indiceActual= indice;
                end
            end
        end
    end
end
```

```
        enTramo = true;
        signalsActual = 1;
    end
end
end

indiceInicio = max(1, indiceInicio- anchoAdicional)
indiceFinal = min(indiceFinal+ anchoAdicional, indice)
signalOk = signalOrAux(indiceInicio:indiceFinal);
DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk = signalOk;

end
end

save ('DDBB_Signals_w_Features')

for index=1:1:length(DDBB_Signals)
    index
    mediciones = 0;
    EsValido = 0;

    AcTimeFuerza = 0;
    AcFuerzaMed = 0;
    AcRangoFuerza = 0;
    AcDesviacionFuerza = 0;
    AcFuerzaMax = 0;
    AcTimeFuerzaMax = 0;
    AcPendienteSubida = 0;
    AcPendienteBajada = 0;
    AcArea = 0;
    AcFAfftAmp = 0;
    AcFDfftAmp = 0;
    AcSignalKurtosis = 0;
    AcSignalSkewness = 0;
    AcFftKurtosis = 0;
    AcFftSkewness = 0;

    for index2=1:1:length(DDBB_Signals{index}.Signal)

        ultimoPunto = size(DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk)
        ultimoPunto=ultimoPunto(1)

        [P1,P2,P3,P4] =
        encuentraPuntos(DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk,DDBB_Signals{index}.Fil
eName,limite,ultimoPunto);

        if ((isempty(P1)==false) && (isempty(P2)==false) && (isempty(P3)==false) &&
(isempty(P3)==false) && (P1<P2) && (P2<P3) && (P3<P4))

            mediciones = mediciones+1;
            DDBB_Signals{index}.Puntos{index2}.P1= P1;
            DDBB_Signals{index}.Puntos{index2}.P2= P2;
            DDBB_Signals{index}.Puntos{index2}.P3= P3;
            DDBB_Signals{index}.Puntos{index2}.P4= P4;

            %%FA=DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.BasculaCalibrated(P1:P2); %Fase
Apriete
            %%FM=DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.BasculaCalibrated(P2:P3); %Fase
Mantenimiento
```

```
%%FD=DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.BasculaCalibrated(P3:P4); %Fase
Decaimiento
FA=DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk(P1:P2); %Fase Apriete
FM=DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk(P2:P3); %Fase Mantenimiento
FD=DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk(P3:P4); %Fase Decaimiento

%close all, clc
%figure
%title(DDBB_Signals{index}.FileName)
%hold on
%subplot(1,3,1),plot(FA, 'g')
%subplot(1,3,2),plot(FM, 'b')
%subplot(1,3,3),plot(FD, 'r')
%index
%pause
TimeFuerza = size (FM,1);
FuerzaMed = mean(FM);

RangoFuerza = range (FM);
DesviacionFuerza = std (FM);

FuerzaMax = max(DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk);
TimeFuerzaMax = find(DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk ==
FuerzaMax);

TimeFuerzaMax = TimeFuerzaMax(1);

RectaSubida = polyfit (P1,P2,1);
PendienteSubida = RectaSubida(1);

RectaBajada = polyfit (P3,P4,1);
PendienteBajada = RectaBajada(1);

%%Area = trapz(DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.BasculaCalibrated);
Area = trapz(DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk);

%%Transformada de FOURIER

FT=DDBB_Signals{index}.Signal{index2}.signalOk(DDBB_Signals{index}.Puntos{index2}.P
1:DDBB_Signals{index}.Puntos{index2}.P4); %Fase Apriete

F1 = 50/2*(linspace(0,1,length(FA)/2));
F2 = 50/2*(linspace(0,1,length(FD)/2));

SignalFft = fft(FA);
SignalFft2 = fft(FD);

SignalFftAbs = abs(SignalFft);
SignalFftAbs2 = abs(SignalFft2);

%SignalFftAbs(1) = 0;

%figure(3)
%plot(F1,SignalFftAbs(1:length(F1))); title('Filtered Force-FFT');

FAfftAmp = max(SignalFftAbs);
```



```
FDfftAmp = max(SignalFftAbs2);

SignalKurtosis = kurtosis(FT);
FftKurtosis = kurtosis(SignalFftAbs);
SignalSkewness = skewness(FT);
FftSkewness = skewness(SignalFftAbs);

%DDBB_Signals{index}.Caracteristicas{index2} = [TimeFuerza, FuerzaMed,
RangoFuerza, DesviacionFuerza, FuerzaMax, TimeFuerzaMax, PendienteSubida,
PendienteBajada, Area]

AcTimeFuerza = AcTimeFuerza+TimeFuerza;
AcFuerzaMed = AcFuerzaMed+FuerzaMed;
AcRangoFuerza = AcRangoFuerza+RangoFuerza;
AcDesviacionFuerza = AcDesviacionFuerza+DesviacionFuerza;
AcFuerzaMax = AcFuerzaMax+FuerzaMax;
AcTimeFuerzaMax = AcTimeFuerzaMax+TimeFuerzaMax;
AcPendienteSubida = AcPendienteSubida+PendienteSubida;
AcPendienteBajada = AcPendienteBajada+PendienteBajada;
AcArea = AcArea+Area;
AcFAfftAmp = AcFAfftAmp+FAfftAmp;
AcFDfftAmp = AcFDfftAmp+FDfftAmp;
AcSignalKurtosis = AcSignalKurtosis+SignalKurtosis;
AcSignalSkewness = AcSignalSkewness+SignalSkewness;
AcFftKurtosis = AcFftKurtosis+FftKurtosis;
AcFftSkewness = AcFftSkewness+FftSkewness;

end
end

if (mediciones>0)
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerza = AcTimeFuerza/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMed = AcFuerzaMed/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.RangoFuerza = AcRangoFuerza/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.DesviacionFuerza =
AcDesviacionFuerza/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMax = AcFuerzaMax/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerzaMax =
AcTimeFuerzaMax/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteSubida =
AcPendienteSubida/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteBajada =
AcPendienteBajada/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.Area = AcArea/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.IMC =
DDBB_Signals{index}.CRD.rawValues.values(1,20);
    DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FAfftAmp = AcFAfftAmp/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FDfftAmp = AcFDfftAmp/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalKurtosis =
AcSignalKurtosis/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalSkewness =
AcSignalSkewness/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftKurtosis =
AcFftKurtosis/mediciones;
    DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftSkewness =
AcFftSkewness/mediciones;
    EsValido=1;
    figure(3)
```

```
%subplot(1,2,1); plot(FA,SignalFftAbs(1:length(F1))); title('Filtered Force-  
generation FFT');  
%subplot(1,2,2); plot(F2,SignalFftAbs2(1:length(F2))); title('Filtered Force-  
decay FFT');  
end  
DDBB_Signals{index}.Valido=EsValido;  
end  
  
clearvars -except DDBB_Signals  
save ('DDBB_Signals_w_Features')
```

## 7.3 CORRELACIÓN

```
close all  
clear all  
clc  
load('DDBB_Signals_w_Features.mat')  
  
MatrizCaracteristicas1 = zeros(12,1);  
MatrizCaracteristicas2 = zeros(12,1);  
  
index1 = 0  
index2 = 0  
for index=1:1:length(DDBB_Signals)  
    index  
    if (DDBB_Signals{index}.Valido==1)  
        switch DDBB_Signals{index}.CRD.Sexo  
            case 1  
                index1=index1+1  
  
MatrizCaracteristicas1(1,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerza;  
  
MatrizCaracteristicas1(2,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMed;  
  
MatrizCaracteristicas1(3,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.RangoFuerza;  
  
MatrizCaracteristicas1(4,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.DesviacionFuerza;  
  
MatrizCaracteristicas1(5,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMax;  
  
MatrizCaracteristicas1(6,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerzaMax;  
  
MatrizCaracteristicas1(7,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteSubida;  
  
MatrizCaracteristicas1(8,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteBajada;  
  
MatrizCaracteristicas1(9,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.Area;  
MatrizCaracteristicas1(10,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Barthel_Total;  
  
MatrizCaracteristicas1(11,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Lawton_Brody_Total;  
  
MatrizCaracteristicas1(12,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Indice_Fragil_VIG;  
  
MatrizCaracteristicas1(13,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FAfftAmp;  
  
MatrizCaracteristicas1(14,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FDfftAmp;  
  
MatrizCaracteristicas1(15,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalKurtosis;
```

```
MatrizCaracteristicas1(16,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalSkewness;

MatrizCaracteristicas1(17,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftKurtosis;

MatrizCaracteristicas1(18,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftSkewness;

%MatrizCaracteristicas1(13,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_1;

%MatrizCaracteristicas1(14,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_2;

%MatrizCaracteristicas1(15,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_3;

%MatrizCaracteristicas1(16,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_4;

%MatrizCaracteristicas1(17,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_5;

    case 2
        index2=index2+1

MatrizCaracteristicas2(1,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerza;

MatrizCaracteristicas2(2,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMed;

MatrizCaracteristicas2(3,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.RangoFuerza;

MatrizCaracteristicas2(4,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.DesviacionFuerza;

MatrizCaracteristicas2(5,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMax;

MatrizCaracteristicas2(6,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerzaMax;

MatrizCaracteristicas2(7,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteSubida;

MatrizCaracteristicas2(8,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteBajada;

        MatrizCaracteristicas2(9,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.Area;
        MatrizCaracteristicas2(10,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Barthel_Total;

MatrizCaracteristicas2(11,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Lawton_Brody_Total;

MatrizCaracteristicas2(12,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Indice_Fragil_VIG;

MatrizCaracteristicas2(13,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FAfftAmp;

MatrizCaracteristicas2(14,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FDfftAmp;

MatrizCaracteristicas2(15,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalKurtosis;

MatrizCaracteristicas2(16,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalSkewness;
```

```
MatrizCaracteristicas2(17,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftKurtosis;  
;  
MatrizCaracteristicas2(18,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftSkewness;  
;  
%MatrizCaracteristicas2(13,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_1  
;  
%MatrizCaracteristicas2(14,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_2  
;  
%MatrizCaracteristicas2(15,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_3  
;  
%MatrizCaracteristicas2(16,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_4  
;  
%MatrizCaracteristicas2(17,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_5  
;  
  
    end  
    end  
end  
  
%Sexo = 1  
%BARTHEL TOTAL  
%PEARSON  
[Correlacion_TiempoFuerza_BARTHEL, P1] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_FuerzaMedia_BARTHEL, P11] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_RangoFuerza_BARTHEL, P12] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_DesviacionFuerza_BARTHEL, P13] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_FuerzaMax_BARTHEL, P14] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_BARTHEL, P15] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_Area_BARTHEL, P16] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_PendienteSubida_BARTHEL, P17] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_PendienteBajada_BARTHEL, P18] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_FAfftAmp_BARTHEL, P19] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_FDfftAmp_BARTHEL, P111] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_SignalKurtosis_BARTHEL, P112] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_SignalSkewness_BARTHEL, P113] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(16,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_FftKurtosis_BARTHEL, P114] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
[Correlacion_FftSkewness_BARTHEL, P115] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(10,:));  
  
%KENDALL
```

```
[Corr_TiempoFuerza_BARTHEL, PK1] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_BARTHEL, PK11] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_BARTHEL, PK12] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_BARTHEL, PK13] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_BARTHEL, PK14] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_BARTHEL, PK15] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_Area_BARTHEL, PK16] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_BARTHEL, PK17] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_PendienteBajada_BARTHEL, PK18] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FAfftAmp_BARTHEL, PK19] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FDfftAmp_BARTHEL, PK111] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_BARTHEL, PK112] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_BARTHEL, PK113] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(16,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_BARTHEL, PK114] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(17,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FftSkewness_BARTHEL, PK115] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(18,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Kendall');  
  
%SPEARMAN  
[Corre_TiempoFuerza_BARTHEL, PS1] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_BARTHEL, PS11] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_BARTHEL, PS12] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_DesviacionFuerza_BARTHEL, PS13] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FuerzaMax_BARTHEL, PS14] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_BARTHEL, PS15] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_Area_BARTHEL, PS16] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_BARTHEL, PS17] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_BARTHEL, PS18] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FAfftAmp_BARTHEL, PS19] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
;  
[Corre_FDfftAmp_BARTHEL, PS111] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
;  
[Corre_SignalKurtosis_BARTHEL, PS112] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
;  
[Corre_SignalSkewness_BARTHEL, PS113] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(16,:)','MatrizCaracteristicas1(10,:)','Type','Spearman');  
;
```

```
[Corre_FftKurtosis_BARTHEL, PS114] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(10,),'Type','Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_BARTHEL, PS115] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(10,),'Type','Spearman')  
;  
  
% LAWTON_BRODY TOTAL  
%PEARSON  
[Correlacion_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY, P2] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY, P21] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_RangoFuerza_LAWTON_BRODY, P22] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY, P23] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_FuerzaMax_LAWTON_BRODY, P24] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY, P25] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_Area_LAWTON_BRODY, P26] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_PendienteSubida_LAWTON_BRODY, P27] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_PendienteBajada_LAWTON_BRODY, P28] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_FAfftAmp_LAWTON_BRODY, P29] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_FDfftAmp_LAWTON_BRODY, P211] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY, P212] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_SignalSkewness_LAWTON_BRODY, P213] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(16,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_FftKurtosis_LAWTON_BRODY, P214] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
[Correlacion_FftSkewness_LAWTON_BRODY, P215] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(11,:));  
  
%KENDALL  
[Corr_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY, PK2] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY, PK21] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_LAWTON_BRODY, PK22] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY, PK23] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_LAWTON_BRODY, PK24] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY, PK25] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_Area_LAWTON_BRODY, PK26] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_LAWTON_BRODY, PK27] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_PendienteBajada_LAWTON_BRODY, PK28] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');  
[Corr_FAfftAmp_LAWTON_BRODY, PK29] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(11,),'Type','Kendall');
```

```
[Corr_FDfftAmp_LAWTON_BRODY, PK211] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY, PK212] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_LAWTON_BRODY, PK213] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(16,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_LAWTON_BRODY, PK214] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftSkewness_LAWTON_BRODY, PK215] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Kendall');  
  
%SPEARMAN  
[Corre_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY, PS2] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY, PS21] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_LAWTON_BRODY, PS22] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY, PS23] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMax_LAWTON_BRODY, PS24] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY, PS25] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_Area_LAWTON_BRODY, PS26] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_LAWTON_BRODY, PS27] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_LAWTON_BRODY, PS28] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FAfftAmp_LAWTON_BRODY, PS29] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FDfftAmp_LAWTON_BRODY, PS211] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY, PS212] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalSkewness_LAWTON_BRODY, PS213] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(16,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftKurtosis_LAWTON_BRODY, PS214] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_LAWTON_BRODY, PS215] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
  
% Indice Fragil VIG  
[Correlacion_TiempoFuerza_VIG, P3] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_FuerzaMedia_VIG, P31] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_RangoFuerza_VIG, P32] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_DesviacionFuerza_VIG, P33] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_FuerzaMax_VIG, P34] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));
```



```
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_VIG, P35] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_Area_VIG, P36] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_PendienteSubida_VIG, P37] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_PendienteBajada_VIG, P38] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_FAfftAmp_VIG, P39] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_FDfftAmp_VIG, P311] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_SignalKurtosis_VIG, P312] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_SignalSkewness_VIG, P313] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(16,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_FftKurtosis_VIG, P314] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));  
[Correlacion_FftSkewness_VIG, P315] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(12,:));
```

#### %KENDALL

```
[Corr_TiempoFuerza_VIG, PK3] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_VIG, PK31] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_VIG, PK32] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_VIG, PK33] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_VIG, PK34] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_VIG, PK35] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_Area_VIG, PK36] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_VIG, PK37] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteBajada_VIG, PK38] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FAfftAmp_VIG, PK39] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FDfftAmp_VIG, PK311] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_VIG, PK312] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_VIG, PK313] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(16,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_VIG, PK314] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftSkewness_VIG, PK315] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Kendall');
```

#### %SPEARMAN

```
[Corre_TiempoFuerza_VIG, PS3] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_VIG, PS31] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_VIG, PS32] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_DesviacionFuerza_VIG, PS33] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');
```



```
[Corre_FuerzaMax_VIG, PS34] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_VIG, PS35] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_Area_VIG, PS36] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_VIG, PS37] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_VIG, PS38] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FAfftAmp_VIG, PS39] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FDfftAmp_VIG, PS311] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalKurtosis_VIG, PS312] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalSkewness_VIG, PS313] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(16,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftKurtosis_VIG, PS314] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(17,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_VIG, PS315] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(18,:),MatrizCaracteristicas1(12,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
  
% Fried_1  
  
%Correlacion_TiempoFuerza_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_FuerzaMedia_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_RangoFuerza_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_DesviacionFuerza_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_FuerzaMax_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_TiempoFuerzaMax_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_Area_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_PendienteSubida_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
%Correlacion_PendienteBajada_Fried_1 =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(13,:));  
  
% Fried_2  
  
MatrizCorrelacion1 = [Correlacion_TiempoFuerza_BARTHEL(1,2) P1(1,2)  
Correlacion_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY(1,2) P2(1,2)  
Correlacion_TiempoFuerza_VIG(1,2) P3(1,2);  
Correlacion_FuerzaMedia_BARTHEL(1,2) P11(1,2)  
Correlacion_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY(1,2) P21(1,2) Correlacion_FuerzaMedia_VIG(1,2)  
P31(1,2);
```

```
Correlacion_RangoFuerza_BARTHEL(1,2) P12(1,2)
Correlacion_RangoFuerza_LAWTON_BRODY(1,2) P22(1,2) Correlacion_RangoFuerza_VIG(1,2)
P32(1,2);
Correlacion_DesviacionFuerza_BARTHEL(1,2) P13(1,2)
Correlacion_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY(1,2) P23(1,2)
Correlacion_DesviacionFuerza_VIG(1,2) P33(1,2);
Correlacion_FuerzaMax_BARTHEL(1,2) P14(1,2) Correlacion_FuerzaMax_LAWTON_BRODY(1,2)
P24(1,2) Correlacion_FuerzaMax_VIG(1,2) P34(1,2);
Correlacion_TiempoFuerzaMax_BARTHEL(1,2) P15(1,2)
Correlacion_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY(1,2) P25(1,2)
Correlacion_TiempoFuerzaMax_VIG(1,2) P35(1,2);
Correlacion_Area_BARTHEL(1,2) P16(1,2) Correlacion_Area_LAWTON_BRODY(1,2) P26(1,2)
Correlacion_Area_VIG(1,2) P36(1,2);
Correlacion_PendienteSubida_BARTHEL(1,2) P17(1,2)
Correlacion_PendienteSubida_LAWTON_BRODY(1,2) P27(1,2)
Correlacion_PendienteSubida_VIG(1,2) P37(1,2);
Correlacion_PendienteBajada_BARTHEL(1,2) P18(1,2)
Correlacion_PendienteBajada_LAWTON_BRODY(1,2) P28(1,2)
Correlacion_PendienteBajada_VIG(1,2) P38(1,2);
Correlacion_FAfftAmp_BARTHEL(1,2) P19(1,2) Correlacion_FAfftAmp_LAWTON_BRODY(1,2)
P29(1,2) Correlacion_FAfftAmp_VIG(1,2) P39(1,2);
Correlacion_FDfftAmp_BARTHEL(1,2) P111(1,2) Correlacion_FDfftAmp_LAWTON_BRODY(1,2)
P211(1,2) Correlacion_FDfftAmp_VIG(1,2) P311(1,2);
Correlacion_SignalKurtosis_BARTHEL(1,2) P112(1,2)
Correlacion_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY(1,2) P212(1,2)
Correlacion_SignalKurtosis_VIG(1,2) P312(1,2);
Correlacion_SignalSkewness_BARTHEL(1,2) P113(1,2)
Correlacion_SignalSkewness_LAWTON_BRODY(1,2) P213(1,2)
Correlacion_SignalSkewness_VIG(1,2) P313(1,2);
Correlacion_FftKurtosis_BARTHEL(1,2) P114(1,2)
Correlacion_FftKurtosis_LAWTON_BRODY(1,2) P214(1,2)
Correlacion_FftKurtosis_VIG(1,2) P314(1,2);
Correlacion_FftSkewness_BARTHEL(1,2) P115(1,2)
Correlacion_FftSkewness_LAWTON_BRODY(1,2) P215(1,2)
Correlacion_FftSkewness_VIG(1,2) P315(1,2)];
```

```
MatrizCorrelacion1K = [Corr_TiempoFuerza_BARTHEL PK1 Corr_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY
PK2 Corr_TiempoFuerza_VIG PK3;
Corr_FuerzaMedia_BARTHEL PK11 Corr_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY PK21
Corr_FuerzaMedia_VIG PK31;
Corr_RangoFuerza_BARTHEL PK12 Corr_RangoFuerza_LAWTON_BRODY PK22
Corr_RangoFuerza_VIG PK32;
Corr_DesviacionFuerza_BARTHEL PK13 Corr_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY PK23
Corr_DesviacionFuerza_VIG PK33;
Corr_FuerzaMax_BARTHEL PK14 Corr_FuerzaMax_LAWTON_BRODY PK24 Corr_FuerzaMax_VIG
PK34;
Corr_TiempoFuerzaMax_BARTHEL PK15 Corr_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY PK25
Corr_TiempoFuerzaMax_VIG PK35;
Corr_Area_BARTHEL PK16 Corr_Area_LAWTON_BRODY PK26 Corr_Area_VIG PK36;
Corr_PendienteSubida_BARTHEL PK17 Corr_PendienteSubida_LAWTON_BRODY PK27
Corr_PendienteSubida_VIG PK37;
Corr_PendienteBajada_BARTHEL PK18 Corr_PendienteBajada_LAWTON_BRODY PK28
Corr_PendienteBajada_VIG PK38;
Corr_FAfftAmp_BARTHEL PK19 Corr_FAfftAmp_LAWTON_BRODY PK29 Corr_FAfftAmp_VIG PK39;
Corr_FDfftAmp_BARTHEL PK111 Corr_FDfftAmp_LAWTON_BRODY PK211 Corr_FDfftAmp_VIG
PK311;
Corr_SignalKurtosis_BARTHEL PK112 Corr_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY PK212
Corr_SignalKurtosis_VIG PK312;
Corr_SignalSkewness_BARTHEL PK113 Corr_SignalSkewness_LAWTON_BRODY PK213
Corr_SignalSkewness_VIG PK313;
Corr_FftKurtosis_BARTHEL PK114 Corr_FftKurtosis_LAWTON_BRODY PK214
Corr_FftKurtosis_VIG PK314;
```

```
Corr_FftSkewness_BARTHEL PK115 Corr_FftSkewness_LAWTON_BRODY PK215
Corr_FftSkewness_VIG PK315];
%AQUI

MatrizCorrelacion1S = [Corre_TiempoFuerza_BARTHEL PS1
Corre_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY PS2 Corre_TiempoFuerza_VIG PS3;
Corre_FuerzaMedia_BARTHEL PS11 Corre_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY PS21
Corre_FuerzaMedia_VIG PS31;
Corre_RangoFuerza_BARTHEL PS12 Corre_RangoFuerza_LAWTON_BRODY PS22
Corre_RangoFuerza_VIG PS32;
Corre_DesviacionFuerza_BARTHEL PS13 Corre_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY PS23
Corre_DesviacionFuerza_VIG PS33;
Corre_FuerzaMax_BARTHEL PS14 Corre_FuerzaMax_LAWTON_BRODY PS24 Corre_FuerzaMax_VIG
PS34;
Corre_TiempoFuerzaMax_BARTHEL PS15 Corre_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY PS25
Corre_TiempoFuerzaMax_VIG PS35;
Corre_Area_BARTHEL PS16 Corre_Area_LAWTON_BRODY PS26 Corre_Area_VIG PS36;
Corre_PendienteSubida_BARTHEL PS17 Corre_PendienteSubida_LAWTON_BRODY PS27
Corre_PendienteSubida_VIG PS37;
Corre_PendienteBajada_BARTHEL PS18 Corre_PendienteBajada_LAWTON_BRODY PS28
Corre_PendienteBajada_VIG PS38;
Corre_FAfftAmp_BARTHEL PS19 Corre_FAfftAmp_LAWTON_BRODY PS29 Corre_FAfftAmp_VIG
PS39;
Corre_FDfftAmp_BARTHEL PS111 Corre_FDfftAmp_LAWTON_BRODY PS211 Corre_FDfftAmp_VIG
PS311;
Corre_SignalKurtosis_BARTHEL PS112 Corre_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY PS212
Corre_SignalKurtosis_VIG PS312;
Corre_SignalSkewness_BARTHEL PS113 Corre_SignalSkewness_LAWTON_BRODY PS213
Corre_SignalSkewness_VIG PS313;
Corre_FftKurtosis_BARTHEL PS114 Corre_FftKurtosis_LAWTON_BRODY PS214
Corre_FftKurtosis_VIG PS314;
Corre_FftSkewness_BARTHEL PS115 Corre_FftSkewness_LAWTON_BRODY PS215
Corre_FftSkewness_VIG PS315];

% Seexo = 2
% BARTHEL TOTAL
[Correlacion_TiempoFuerza_BARTHEL_M, P4] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_FuerzaMedia_BARTHEL_M, P41] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_RangoFuerza_BARTHEL_M, P42] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_DesviacionFuerza_BARTHEL_M, P43] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_FuerzaMax_BARTHEL_M, P44] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_BARTHEL_M, P45] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_Area_BARTHEL_M, P46] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_PendienteSubida_BARTHEL_M, P47] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_PendienteBajada_BARTHEL_M, P48] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_FAfftAmp_BARTHEL_M, P49] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_FDfftAmp_BARTHEL_M, P411] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_SignalKurtosis_BARTHEL_M, P412] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
[Correlacion_SignalSkewness_BARTHEL_M, P413] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(16,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));
```

```
[Correlacion_FftKurtosis_BARTHEL_M, P414] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(17,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));  
[Correlacion_FftSkewness_BARTHEL_M, P415] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(18,:),MatrizCaracteristicas2(10,:));  
%kENDALL  
[Corr_TiempoFuerza_BARTHEL_M, PK4] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_BARTHEL_M, PK41] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_BARTHEL_M, PK42] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_BARTHEL_M, PK43] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_BARTHEL_M, PK44] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_BARTHEL_M, PK45] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_Area_BARTHEL_M, PK46] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_BARTHEL_M, PK47] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_PendienteBajada_BARTHEL_M, PK48] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FAfftAmp_BARTHEL_M, PK49] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FDfftAmp_BARTHEL_M, PK411] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_BARTHEL_M, PK412] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_BARTHEL_M, PK413] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(16,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_BARTHEL_M, PK414] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(17,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
[Corr_FftSkewness_BARTHEL_M, PK415] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(18,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Kendall');  
  
[Corre_TiempoFuerza_BARTHEL_M, PS4] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_BARTHEL_M, PS41] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_BARTHEL_M, PS42] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_DesviacionFuerza_BARTHEL_M, PS43] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FuerzaMax_BARTHEL_M, PS44] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_BARTHEL_M, PS45] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_Area_BARTHEL_M, PS46] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_BARTHEL_M, PS47] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_BARTHEL_M, PS48] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FAfftAmp_BARTHEL_M, PS49] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_FDfftAmp_BARTHEL_M, PS411] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:)','MatrizCaracteristicas2(10,:)','Type','Spearman')  
;  
;
```

```
[Corre_SignalKurtosis_BARTHEL_M, PS412] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(10,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalSkewness_BARTHEL_M, PS413] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(16,:),MatrizCaracteristicas2(10,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftKurtosis_BARTHEL_M, PS414] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(17,:),MatrizCaracteristicas2(10,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_BARTHEL_M, PS415] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(18,:),MatrizCaracteristicas2(10,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
  
% LAWTON_BRODY TOTAL  
[Correlacion_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY_M, P5] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY_M, P51] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_RangoFuerza_LAWTON_BRODY_M, P52] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY_M, P53] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_FuerzaMax_LAWTON_BRODY_M, P54] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY_M, P55] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_Area_LAWTON_BRODY_M, P56] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_PendienteSubida_LAWTON_BRODY_M, P57] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_PendienteBajada_LAWTON_BRODY_M, P58] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_FAfftAmp_LAWTON_BRODY_M, P59] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_FDfftAmp_LAWTON_BRODY_M, P511] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY_M, P512] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_SignalSkewness_LAWTON_BRODY_M, P513] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(16,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_FftKurtosis_LAWTON_BRODY_M, P514] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(17,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
[Correlacion_FftSkewness_LAWTON_BRODY_M, P515] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(18,:),MatrizCaracteristicas2(11,:));  
  
%kENDALL  
[Corr_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY_M, PK5] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY_M, PK51] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_LAWTON_BRODY_M, PK52] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY_M, PK53] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_LAWTON_BRODY_M, PK54] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY_M, PK55] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_Area_LAWTON_BRODY_M, PK56] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_LAWTON_BRODY_M, PK57] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');
```

```
[Corr_PendienteBajada_LAWTON_BRODY_M, PK58] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FAfftAmp_LAWTON_BRODY_M, PK59] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FDfftAmp_LAWTON_BRODY_M, PK511] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY_M, PK512] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_LAWTON_BRODY_M, PK513] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(16,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_LAWTON_BRODY_M, PK514] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(17,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftSkewness_LAWTON_BRODY_M, PK515] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(18,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Kendall');  
  
[Corre_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY_M, PS5] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY_M, PS51] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_LAWTON_BRODY_M, PS52] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY_M, PS53] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMax_LAWTON_BRODY_M, PS54] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY_M, PS55] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_Area_LAWTON_BRODY_M, PS56] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_LAWTON_BRODY_M, PS57] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_LAWTON_BRODY_M, PS58] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FAfftAmp_LAWTON_BRODY_M, PS59] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FDfftAmp_LAWTON_BRODY_M, PS511] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY_M, PS512] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalSkewness_LAWTON_BRODY_M, PS513] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(16,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftKurtosis_LAWTON_BRODY_M, PS514] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(17,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_LAWTON_BRODY_M, PS515] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(18,:),MatrizCaracteristicas2(11,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
  
% Indice Fragil VIG  
[Correlacion_TiempoFuerza_VIG_M, P6] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_FuerzaMedia_VIG_M, P61] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_RangoFuerza_VIG_M, P62] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_DesviacionFuerza_VIG_M, P63] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));
```



```
[Correlacion_FuerzaMax_VIG_M, P64] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_VIG_M, P65] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_Area_VIG_M, P66] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_PendienteSubida_VIG_M, P67] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_PendienteBajada_VIG_M, P68] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_FAfftAmp_VIG_M, P69] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_FDfftAmp_VIG_M, P611] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_SignalKurtosis_VIG_M, P612] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_SignalSkewness_VIG_M, P613] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(16,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_FftKurtosis_VIG_M, P614] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(17,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
[Correlacion_FftSkewness_VIG_M, P615] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(18,:),MatrizCaracteristicas2(12,:));  
  
%kENDALL  
[Corr_TiempoFuerza_VIG_M, PK6] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_VIG_M, PK61] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_VIG_M, PK62] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_VIG_M, PK63] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_VIG_M, PK64] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_VIG_M, PK65] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_Area_VIG_M, PK66] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_VIG_M, PK67] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteBajada_VIG_M, PK68] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FAfftAmp_VIG_M, PK69] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FDfftAmp_VIG_M, PK611] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_VIG_M, PK612] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_VIG_M, PK613] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(16,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_VIG_M, PK614] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(17,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftSkewness_VIG_M, PK615] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(18,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Kendall');  
  
[Corre_TiempoFuerza_VIG_M, PS6] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_VIG_M, PS61] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_VIG_M, PS62] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(12,:), 'Type', 'Spearman');
```

```
[Corre_DesviacionFuerza_VIG_M, PS63] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FuerzaMax_VIG_M, PS64] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_VIG_M, PS65] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman');  
[Corre_Area_VIG_M, PS66] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_VIG_M, PS67] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_VIG_M, PS68] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman');  
[Corre_FAfftAmp_VIG_M, PS69] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_FDfftAmp_VIG_M, PS611] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_SignalKurtosis_VIG_M, PS612] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_SignalSkewness_VIG_M, PS613] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(16,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_FftKurtosis_VIG_M, PS614] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(17,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_VIG_M, PS615] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(18,:)','MatrizCaracteristicas2(12,:)','Type','Spearman')  
;
```

```
MatrizCorrelacion2 = [Correlacion_TiempoFuerza_BARTHEL_M(1,2) P4(1,2)  
Correlacion_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY_M(1,2) P5(1,2)  
Correlacion_TiempoFuerza_VIG_M(1,2) P6(1,2);  
Correlacion_FuerzaMedia_BARTHEL_M(1,2) P41(1,2)  
Correlacion_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY_M(1,2) P51(1,2)  
Correlacion_FuerzaMedia_VIG_M(1,2) P61(1,2);  
Correlacion_RangoFuerza_BARTHEL_M(1,2) P42(1,2)  
Correlacion_RangoFuerza_LAWTON_BRODY_M(1,2) P52(1,2)  
Correlacion_RangoFuerza_VIG_M(1,2) P62(1,2);  
Correlacion_DesviacionFuerza_BARTHEL_M(1,2) P43(1,2)  
Correlacion_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY_M(1,2) P53(1,2)  
Correlacion_DesviacionFuerza_VIG_M(1,2) P63(1,2);  
Correlacion_FuerzaMax_BARTHEL_M(1,2) P44(1,2)  
Correlacion_FuerzaMax_LAWTON_BRODY_M(1,2) P54(1,2) Correlacion_FuerzaMax_VIG_M(1,2)  
P64(1,2);  
Correlacion_TiempoFuerzaMax_BARTHEL_M(1,2) P45(1,2)  
Correlacion_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY_M(1,2) P55(1,2)  
Correlacion_TiempoFuerzaMax_VIG_M(1,2) P65(1,2);  
Correlacion_Area_BARTHEL_M(1,2) P46(1,2) Correlacion_Area_LAWTON_BRODY_M(1,2)  
P56(1,2) Correlacion_Area_VIG_M(1,2) P66(1,2);  
Correlacion_PendienteSubida_BARTHEL_M(1,2) P47(1,2)  
Correlacion_PendienteSubida_LAWTON_BRODY_M(1,2) P57(1,2)  
Correlacion_PendienteSubida_VIG_M(1,2) P67(1,2);  
Correlacion_PendienteBajada_BARTHEL_M(1,2) P48(1,2)  
Correlacion_PendienteBajada_LAWTON_BRODY_M(1,2) P58(1,2)  
Correlacion_PendienteBajada_VIG_M(1,2) P68(1,2);
```



```
Correlacion_FAfftAmp_BARTHEL_M(1,2) P49(1,2)
Correlacion_FAfftAmp_LAWTON_BRODY_M(1,2) P59(1,2) Correlacion_FAfftAmp_VIG_M(1,2)
P69(1,2);
Correlacion_FDfftAmp_BARTHEL_M(1,2) P411(1,2)
Correlacion_FDfftAmp_LAWTON_BRODY_M(1,2) P511(1,2) Correlacion_FDfftAmp_VIG_M(1,2)
P611(1,2);
Correlacion_SignalKurtosis_BARTHEL_M(1,2) P412(1,2)
Correlacion_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY_M(1,2) P512(1,2)
Correlacion_SignalKurtosis_VIG_M(1,2) P612(1,2);
Correlacion_SignalSkewness_BARTHEL_M(1,2) P413(1,2)
Correlacion_SignalSkewness_LAWTON_BRODY_M(1,2) P513(1,2)
Correlacion_SignalSkewness_VIG_M(1,2) P613(1,2);
Correlacion_FftKurtosis_BARTHEL_M(1,2) P414(1,2)
Correlacion_FftKurtosis_LAWTON_BRODY_M(1,2) P514(1,2)
Correlacion_FftKurtosis_VIG_M(1,2) P614(1,2);
Correlacion_FftSkewness_BARTHEL_M(1,2) P415(1,2)
Correlacion_FftSkewness_LAWTON_BRODY_M(1,2) P515(1,2)
Correlacion_FftSkewness_VIG_M(1,2) P615(1,2)];
```

```
MatrizCorrelacion2K = [Corr_TiempoFuerza_BARTHEL_M PK4
Corr_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY_M PK5 Corr_TiempoFuerza_VIG_M PK6;
Corr_FuerzaMedia_BARTHEL_M PK41 Corr_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY_M PK51
Corr_FuerzaMedia_VIG_M PK61;
Corr_RangoFuerza_BARTHEL_M PK42 Corr_RangoFuerza_LAWTON_BRODY_M PK52
Corr_RangoFuerza_VIG_M PK62;
Corr_DesviacionFuerza_BARTHEL_M PK43 Corr_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY_M PK53
Corr_DesviacionFuerza_VIG_M PK63;
Corr_FuerzaMax_BARTHEL_M PK44 Corr_FuerzaMax_LAWTON_BRODY_M PK54
Corr_FuerzaMax_VIG_M PK64;
Corr_TiempoFuerzaMax_BARTHEL_M PK45 Corr_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY_M PK55
Corr_TiempoFuerzaMax_VIG_M PK65;
Corr_Area_BARTHEL_M PK46 Corr_Area_LAWTON_BRODY_M PK56 Corr_Area_VIG_M PK66;
Corr_PendienteSubida_BARTHEL_M PK47 Corr_PendienteSubida_LAWTON_BRODY_M PK57
Corr_PendienteSubida_VIG_M PK67;
Corr_PendienteBajada_BARTHEL_M PK48 Corr_PendienteBajada_LAWTON_BRODY_M PK58
Corr_PendienteBajada_VIG_M PK68;
Corr_FAfftAmp_BARTHEL_M PK49 Corr_FAfftAmp_LAWTON_BRODY_M PK59 Corr_FAfftAmp_VIG_M
PK69;
Corr_FDfftAmp_BARTHEL_M PK411 Corr_FDfftAmp_LAWTON_BRODY_M PK511
Corr_FDfftAmp_VIG_M PK611;
Corr_SignalKurtosis_BARTHEL_M PK412 Corr_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY_M PK512
Corr_SignalKurtosis_VIG_M PK612;
Corr_SignalSkewness_BARTHEL_M PK413 Corr_SignalSkewness_LAWTON_BRODY_M PK513
Corr_SignalSkewness_VIG_M PK613;
Corr_FftKurtosis_BARTHEL_M PK414 Corr_FftKurtosis_LAWTON_BRODY_M PK514
Corr_FftKurtosis_VIG_M PK614;
Corr_FftSkewness_BARTHEL_M PK415 Corr_FftSkewness_LAWTON_BRODY_M PK515
Corr_FftSkewness_VIG_M PK615];
%AQUI
```

```
MatrizCorrelacion2S = [Corre_TiempoFuerza_BARTHEL_M PS4
Corre_TiempoFuerza_LAWTON_BRODY_M PS5 Corre_TiempoFuerza_VIG_M PS6;
Corre_FuerzaMedia_BARTHEL_M PS41 Corre_FuerzaMedia_LAWTON_BRODY_M PS51
Corre_FuerzaMedia_VIG_M PS61;
Corre_RangoFuerza_BARTHEL_M PS42 Corre_RangoFuerza_LAWTON_BRODY_M PS52
Corre_RangoFuerza_VIG_M PS62;
Corre_DesviacionFuerza_BARTHEL_M PS43 Corre_DesviacionFuerza_LAWTON_BRODY_M PS53
Corre_DesviacionFuerza_VIG_M PS63;
Corre_FuerzaMax_BARTHEL_M PS44 Corre_FuerzaMax_LAWTON_BRODY_M PS54
Corre_FuerzaMax_VIG_M PS64;
Corre_TiempoFuerzaMax_BARTHEL_M PS45 Corre_TiempoFuerzaMax_LAWTON_BRODY_M PS55
Corre_TiempoFuerzaMax_VIG_M PS65;
```

```
Corre_Area_BARTHEL_M PS46 Corre_Area_LAWTON_BRODY_M PS56 Corre_Area_VIG_M PS66;  
Corre_PendienteSubida_BARTHEL_M PS47 Corre_PendienteSubida_LAWTON_BRODY_M PS57  
Corre_PendienteSubida_VIG_M PS67;  
Corre_PendienteBajada_BARTHEL_M PS48 Corre_PendienteBajada_LAWTON_BRODY_M PS58  
Corre_PendienteBajada_VIG_M PS68;  
Corre_FAfftAmp_BARTHEL_M PS49 Corre_FAfftAmp_LAWTON_BRODY_M PS59  
Corre_FAfftAmp_VIG_M PS69;  
Corre_FDfftAmp_BARTHEL_M PS411 Corre_FDfftAmp_LAWTON_BRODY_M PS511  
Corre_FDfftAmp_VIG_M PS611;  
Corre_SignalKurtosis_BARTHEL_M PS412 Corre_SignalKurtosis_LAWTON_BRODY_M PS512  
Corre_SignalKurtosis_VIG_M PS612;  
Corre_SignalSkewness_BARTHEL_M PS413 Corre_SignalSkewness_LAWTON_BRODY_M PS513  
Corre_SignalSkewness_VIG_M PS613;  
Corre_FftKurtosis_BARTHEL_M PS414 Corre_FftKurtosis_LAWTON_BRODY_M PS514  
Corre_FftKurtosis_VIG_M PS614;  
Corre_FftSkewness_BARTHEL_M PS415 Corre_FftSkewness_LAWTON_BRODY PS515  
Corre_FftSkewness_VIG_M PS615];
```

```
clearvars -except MatrizCaracteristicas1 MatrizCaracteristicas2 MatrizCorrelacion1  
MatrizCorrelacion2 MatrizCorrelacion1K MatrizCorrelacion1S MatrizCorrelacion2K  
MatrizCorrelacion2S  
save ('MatricesIndicesFragilidad')  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCaracteristicas1, 'Hoja1', 'C4');  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCaracteristicas2, 'Hoja1', 'C25');  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCorrelacion1, 'Hoja1', 'D50');  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCorrelacion2, 'Hoja1', 'L50');  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCorrelacion1K, 'Hoja2', 'C4');  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCorrelacion1S, 'Hoja3', 'C4');  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCorrelacion2K, 'Hoja2', 'C25');  
xlswrite('MatricesIndicesFragilidad.xlsx', MatrizCorrelacion2S, 'Hoja3', 'C25');
```

```
%Calculo de correlaciones con criterio de Fried
```

```
close all
```

```
clear all
```

```
clc
```

```
load('DDBB_Signals_w_Features.mat')
```

```
MatrizCaracteristicas1 = zeros(24,1);
```

```
MatrizCaracteristicas2 = zeros(24,1);
```

```
index1 = 0
```

```
index2 = 0
```

```
for index=1:1:length(DDBB_Signals)
```

```
    index
```

```
    if (DDBB_Signals{index}.Valido==1)
```

```
%&(DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_1==1)
```

```
    switch DDBB_Signals{index}.CRD.Sexo
```

```
        case 1
```

```
            index1=index1+1
```

```
MatrizCaracteristicas1(1,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerza;
```

```
MatrizCaracteristicas1(2,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMed;
```

```
MatrizCaracteristicas1(3,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.RangoFuerza;
```

```
MatrizCaracteristicas1(4,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.DesviacionFuerza;  
MatrizCaracteristicas1(5,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMax;  
MatrizCaracteristicas1(6,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerzaMax;  
MatrizCaracteristicas1(7,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteSubida;  
MatrizCaracteristicas1(8,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteBajada;  
MatrizCaracteristicas1(9,index1)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.Area;  
MatrizCaracteristicas1(10,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FAfftAmp;  
MatrizCaracteristicas1(11,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FDfftAmp;  
MatrizCaracteristicas1(12,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalKurtosis;  
MatrizCaracteristicas1(13,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalSkewness;  
MatrizCaracteristicas1(14,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftKurtosis;  
MatrizCaracteristicas1(15,index1)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftSkewness;  
MatrizCaracteristicas1(16,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Barthel_Total;  
MatrizCaracteristicas1(17,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Lawton_Brody_Total;  
MatrizCaracteristicas1(18,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Indice_Fragil_VIG;  
MatrizCaracteristicas1(19,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_1;  
MatrizCaracteristicas1(20,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_2;  
MatrizCaracteristicas1(21,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_3;  
MatrizCaracteristicas1(22,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_4;  
MatrizCaracteristicas1(23,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_5;  
MatrizCaracteristicas1(24,index1)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_1+  
DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_2+DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_3+  
DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_4+DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_5;  
case 2  
index2=index2+1  
MatrizCaracteristicas2(1,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerza;  
MatrizCaracteristicas2(2,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMed;  
MatrizCaracteristicas2(3,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.RangoFuerza;  
MatrizCaracteristicas2(4,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.DesviacionFuerza;  
MatrizCaracteristicas2(5,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.FuerzaMax;
```

```
MatrizCaracteristicas2(6,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.TimeFuerzaMax;

MatrizCaracteristicas2(7,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteSubida;

MatrizCaracteristicas2(8,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.PendienteBajada;

    MatrizCaracteristicas2(9,index2)=DDBB_Signals{index}.Caracteristicas.Area;

MatrizCaracteristicas2(10,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FAfftAmp;

MatrizCaracteristicas2(11,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FDfftAmp;

MatrizCaracteristicas2(12,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalKurtosis;

MatrizCaracteristicas2(13,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.SignalSkewness;

MatrizCaracteristicas2(14,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftKurtosis;

MatrizCaracteristicas2(15,index2)=DDBB_Signals{index}.CaracteristicasFre.FftSkewness;

    MatrizCaracteristicas2(16,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Barthel_Total;

MatrizCaracteristicas2(17,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Lawton_Brody_Total;

MatrizCaracteristicas2(18,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Indice_Fragil_VIG;

MatrizCaracteristicas2(19,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_1;

MatrizCaracteristicas2(20,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_2;

MatrizCaracteristicas2(21,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_3;

MatrizCaracteristicas2(22,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_4;

MatrizCaracteristicas2(23,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_5;

MatrizCaracteristicas2(24,index2)=DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_1+
DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_2+DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_3+DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_4+DDBB_Signals{index}.CRD.Criterio_de_Fragilidad_5;

    end
end
end

%FRIED 1
[Correlacion_TiempoFuerza_Fried_1, P1] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));
[Correlacion_FuerzaMedia_Fried_1, P11] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));
[Correlacion_RangoFuerza_Fried_1, P12] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));
[Correlacion_DesviacionFuerza_Fried_1, P13] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));
[Correlacion_FuerzaMax_Fried_1, P14] =
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));
```

```
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_Fried_1, P15] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_Area_Fried_1, P16] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_PendienteSubida_Fried_1, P17] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_PendienteBajada_Fried_1, P18] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_FAfftAmp_Fried_1, P19] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(10,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_FDfftAmp_Fried_1, P111] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(11,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_SignalKurtosis_Fried_1, P112] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(12,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_SignalSkewness_Fried_1, P113] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_FftKurtosis_Fried_1, P114] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));  
[Correlacion_FftSkewness_Fried_1, P115] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(24,:));
```

#### %KENDALL

```
[Corr_TiempoFuerza_Fried_1, PK1] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_Fried_1, PK11] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_Fried_1, PK12] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_Fried_1, PK13] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_Fried_1, PK14] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_Fried_1, PK15] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_Area_Fried_1, PK16] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_Fried_1, PK17] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteBajada_Fried_1, PK18] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FAfftAmp_Fried_1, PK19] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(10,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FDfftAmp_Fried_1, PK111] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(11,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_Fried_1, PK112] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(12,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_Fried_1, PK113] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_Fried_1, PK114] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftSkewness_Fried_1, PK115] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Kendall');
```

#### %SPEARMAN

```
[Corre_TiempoFuerza_Fried_1, PS1] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(1,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_Fried_1, PS11] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(2,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_Fried_1, PS12] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(3,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_DesviacionFuerza_Fried_1, PS13] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(4,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');
```

```
[Corre_FuerzaMax_Fried_1, PS14] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(5,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_Fried_1, PS15] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(6,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_Area_Fried_1, PS16] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(7,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_Fried_1, PS17] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(8,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_Fried_1, PS18] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(9,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FAfftAmp_Fried_1, PS19] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(10,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FDfftAmp_Fried_1, PS111] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(11,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalKurtosis_Fried_1, PS112] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(12,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_SignalSkewness_Fried_1, PS113] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(13,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftKurtosis_Fried_1, PS114] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(14,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_Fried_1, PS115] =  
corr(MatrizCaracteristicas1(15,:),MatrizCaracteristicas1(24,:), 'Type', 'Spearman')  
;  
  
% LAWTON_BRODY TOTAL  
%PEARSON  
[Correlacion_TiempoFuerza_Fried_2, P2] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_FuerzaMedia_Fried_2, P21] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_RangoFuerza_Fried_2, P22] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_DesviacionFuerza_Fried_2, P23] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_FuerzaMax_Fried_2, P24] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_TiempoFuerzaMax_Fried_2, P25] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_Area_Fried_2, P26] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_PendienteSubida_Fried_2, P27] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_PendienteBajada_Fried_2, P28] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_FAfftAmp_Fried_2, P29] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(10,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_FDfftAmp_Fried_2, P211] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(11,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_SignalKurtosis_Fried_2, P212] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(12,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_SignalSkewness_Fried_2, P213] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_FftKurtosis_Fried_2, P214] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));  
[Correlacion_FftSkewness_Fried_2, P215] =  
corrcoef(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(24,:));
```



#### %KENDALL

```
[Corr_TiempoFuerza_Fried_2, PK2] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMedia_Fried_2, PK21] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_RangoFuerza_Fried_2, PK22] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_DesviacionFuerza_Fried_2, PK23] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FuerzaMax_Fried_2, PK24] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_TiempoFuerzaMax_Fried_2, PK25] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_Area_Fried_2, PK26] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteSubida_Fried_2, PK27] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_PendienteBajada_Fried_2, PK28] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FAfTtAmp_Fried_2, PK29] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(10,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FDfftAmp_Fried_2, PK211] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(11,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalKurtosis_Fried_2, PK212] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(12,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_SignalSkewness_Fried_2, PK213] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftKurtosis_Fried_2, PK214] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');  
[Corr_FftSkewness_Fried_2, PK215] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Kendall');
```

#### %SPEARMAN

```
[Corre_TiempoFuerza_Fried_2, PS2] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(1,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMedia_Fried_2, PS21] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(2,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_RangoFuerza_Fried_2, PS22] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(3,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_DesviacionFuerza_Fried_2, PS23] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(4,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FuerzaMax_Fried_2, PS24] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(5,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_TiempoFuerzaMax_Fried_2, PS25] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(6,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_Area_Fried_2, PS26] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(7,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteSubida_Fried_2, PS27] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(8,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_PendienteBajada_Fried_2, PS28] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(9,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
[Corre_FAfTtAmp_Fried_2, PS29] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(10,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
;  
[Corre_FDfftAmp_Fried_2, PS211] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(11,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
;  
[Corre_SignalKurtosis_Fried_2, PS212] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(12,:),MatrizCaracteristicas2(24,:), 'Type', 'Spearman');  
;
```

```
[Corre_SignalSkewness_Fried_2, PS213] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(13,:)','MatrizCaracteristicas2(24,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_FftKurtosis_Fried_2, PS214] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(14,:)','MatrizCaracteristicas2(24,:)','Type','Spearman')  
;  
[Corre_FftSkewness_Fried_2, PS215] =  
corr(MatrizCaracteristicas2(15,:)','MatrizCaracteristicas2(24,:)','Type','Spearman')  
;
```

```
MatrizCorrelacion1 = [Correlacion_TiempoFuerza_Fried_1(1,2) P1(1,2)  
Corr_TiempoFuerza_Fried_1 PK1 Corre_TiempoFuerza_Fried_1 PS1;  
Correlacion_FuerzaMedia_Fried_1(1,2) P11(1,2) Corr_FuerzaMedia_Fried_1 PK11  
Corre_FuerzaMedia_Fried_1 PS11;  
Correlacion_RangoFuerza_Fried_1(1,2) P12(1,2) Corr_RangoFuerza_Fried_1 PK12  
Corre_RangoFuerza_Fried_1 PS12;  
Correlacion_DesviacionFuerza_Fried_1(1,2) P13(1,2) Corr_DesviacionFuerza_Fried_1  
PK13 Corre_DesviacionFuerza_Fried_1 PS13;  
Correlacion_FuerzaMax_Fried_1(1,2) P14(1,2) Corr_FuerzaMax_Fried_1 PK14  
Corre_FuerzaMax_Fried_1 PS14;  
Correlacion_TiempoFuerzaMax_Fried_1(1,2) P15(1,2) Corr_TiempoFuerzaMax_Fried_1 PK15  
Corre_TiempoFuerzaMax_Fried_1 PS15;  
Correlacion_Area_Fried_1(1,2) P16(1,2) Corr_Area_Fried_1 PK16 Corre_Area_Fried_1  
PS16;  
Correlacion_PendienteSubida_Fried_1(1,2) P17(1,2) Corr_PendienteSubida_Fried_1 PK17  
Corre_PendienteSubida_Fried_1 PS17;  
Correlacion_PendienteBajada_Fried_1(1,2) P18(1,2) Corr_PendienteBajada_Fried_1 PK18  
Corre_PendienteBajada_Fried_1 PS18;  
Correlacion_FAfftAmp_Fried_1(1,2) P19(1,2) Corr_FAfftAmp_Fried_1 PK19  
Corre_FAfftAmp_Fried_1 PS19;  
Correlacion_FDfftAmp_Fried_1(1,2) P111(1,2) Corr_FDfftAmp_Fried_1 PK111  
Corre_FDfftAmp_Fried_1 PS111;  
Correlacion_SignalKurtosis_Fried_1(1,2) P112(1,2) Corr_SignalKurtosis_Fried_1 PK112  
Corre_SignalKurtosis_Fried_1 PS112;  
Correlacion_SignalSkewness_Fried_1(1,2) P113(1,2) Corr_SignalSkewness_Fried_1 PK113  
Corre_SignalSkewness_Fried_1 PS113;  
Correlacion_FftKurtosis_Fried_1(1,2) P114(1,2) Corr_FftKurtosis_Fried_1 PK114  
Corre_FftKurtosis_Fried_1 PS114;  
Correlacion_FftSkewness_Fried_1(1,2) P115(1,2) Corr_FftSkewness_Fried_1 PK115  
Corre_FftSkewness_Fried_1 PS115];
```

```
MatrizCorrelacion2 = [Correlacion_TiempoFuerza_Fried_2(1,2) P2(1,2)  
Corr_TiempoFuerza_Fried_2 PK2 Corre_TiempoFuerza_Fried_2 PS2;  
Correlacion_FuerzaMedia_Fried_2(1,2) P21(1,2) Corr_FuerzaMedia_Fried_2 PK21  
Corre_FuerzaMedia_Fried_2 PS21;  
Correlacion_RangoFuerza_Fried_2(1,2) P22(1,2) Corr_RangoFuerza_Fried_2 PK22  
Corre_RangoFuerza_Fried_2 PS22;  
Correlacion_DesviacionFuerza_Fried_2(1,2) P23(1,2) Corr_DesviacionFuerza_Fried_2  
PK23 Corre_DesviacionFuerza_Fried_2 PS23;  
Correlacion_FuerzaMax_Fried_2(1,2) P24(1,2) Corr_FuerzaMax_Fried_2 PK24  
Corre_FuerzaMax_Fried_2 PS24;
```



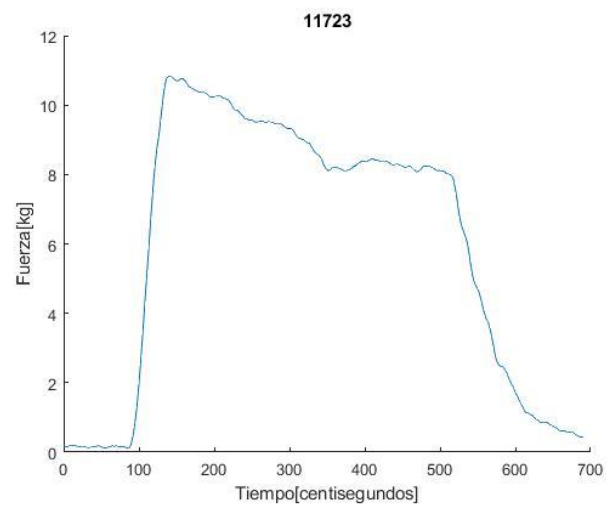
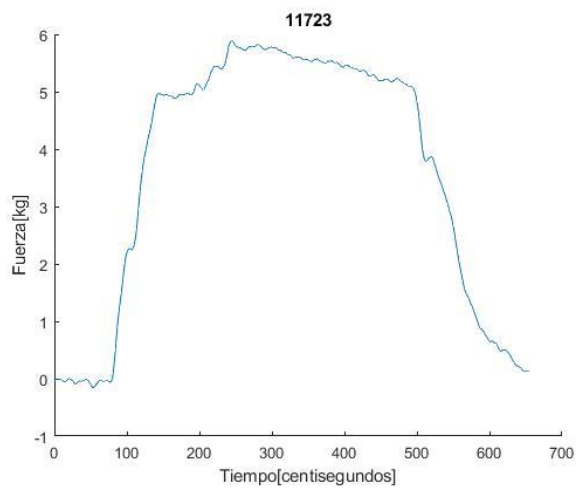
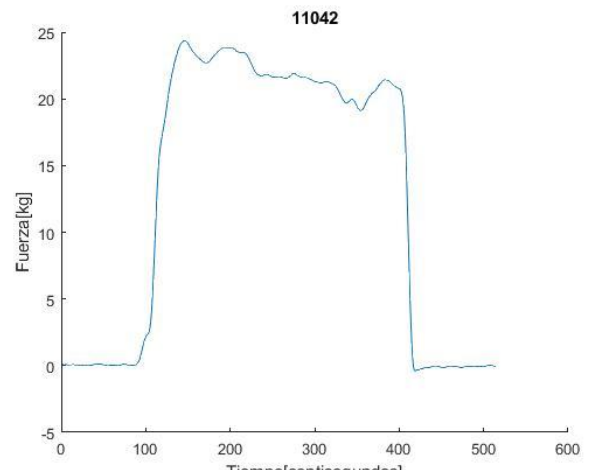
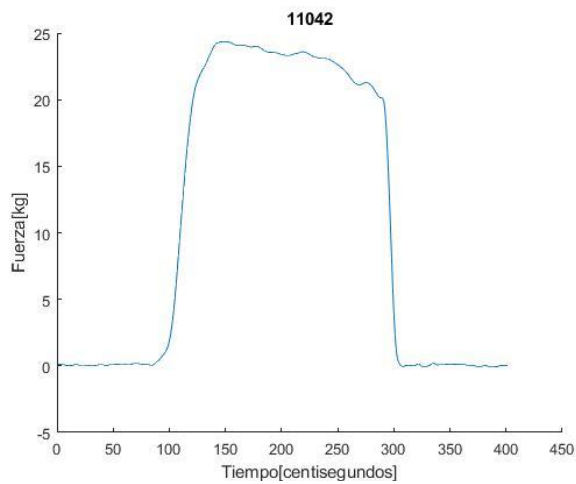
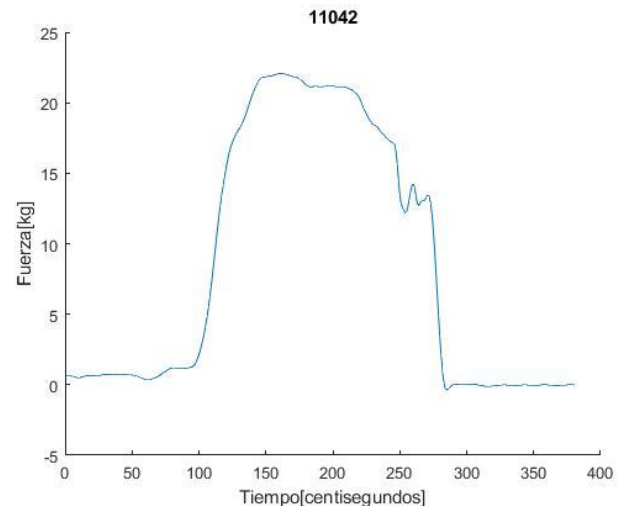
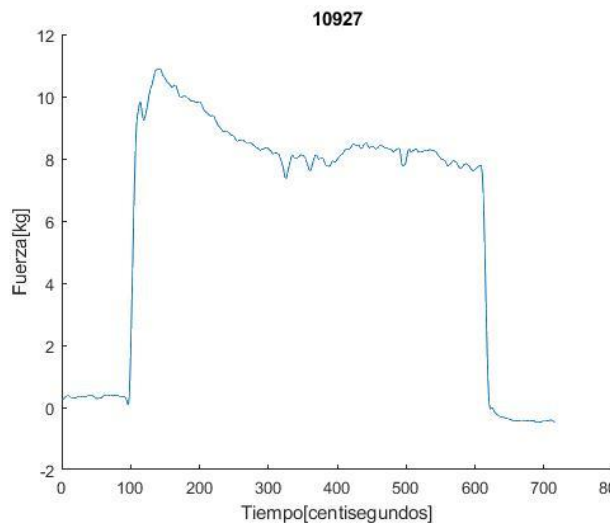
```
Correlacion_TiempoFuerzaMax_Fried_2(1,2) P25(1,2) Corr_TiempoFuerzaMax_Fried_2 PK25
Corre_TiempoFuerzaMax_Fried_2 PS25;
Correlacion_Area_Fried_2(1,2) P26(1,2) Corr_Area_Fried_2 PK26 Corre_Area_Fried_2
PS26;
Correlacion_PendienteSubida_Fried_2(1,2) P27(1,2) Corr_PendienteSubida_Fried_2 PK27
Corre_PendienteSubida_Fried_2 PS27;
Correlacion_PendienteBajada_Fried_2(1,2) P28(1,2) Corr_PendienteBajada_Fried_2 PK28
Corre_PendienteBajada_Fried_2 PS28;
Correlacion_FAfftAmp_Fried_2(1,2) P29(1,2) Corr_FAfftAmp_Fried_2 PK29
Corre_FAfftAmp_Fried_2 PS29;
Correlacion_FDfftAmp_Fried_2(1,2) P211(1,2) Corr_FDfftAmp_Fried_2 PK211
Corre_FDfftAmp_Fried_2 PS211;
Correlacion_SignalKurtosis_Fried_2(1,2) P212(1,2) Corr_SignalKurtosis_Fried_2 PK212
Corre_SignalKurtosis_Fried_2 PS212;
Correlacion_SignalSkewness_Fried_2(1,2) P213(1,2) Corr_SignalSkewness_Fried_2 PK213
Corre_SignalSkewness_Fried_2 PS213;
Correlacion_FftKurtosis_Fried_2(1,2) P214(1,2) Corr_FftKurtosis_Fried_2 PK214
Corre_FftKurtosis_Fried_2 PS214;
Correlacion_FftSkewness_Fried_2(1,2) P215(1,2) Corr_FftSkewness_Fried_2 PK215
Corre_FftSkewness_Fried_2 PS215];
```

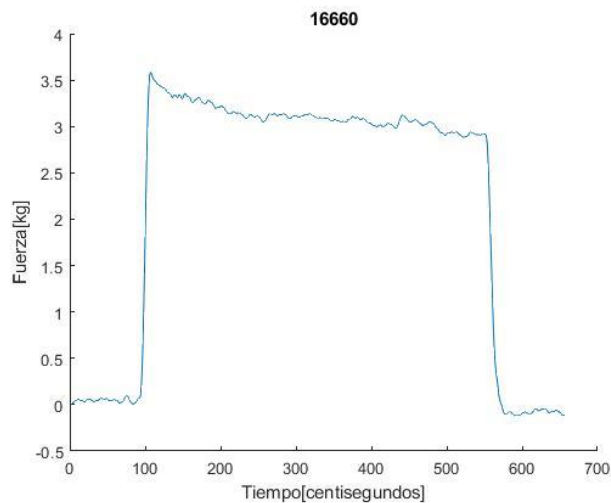
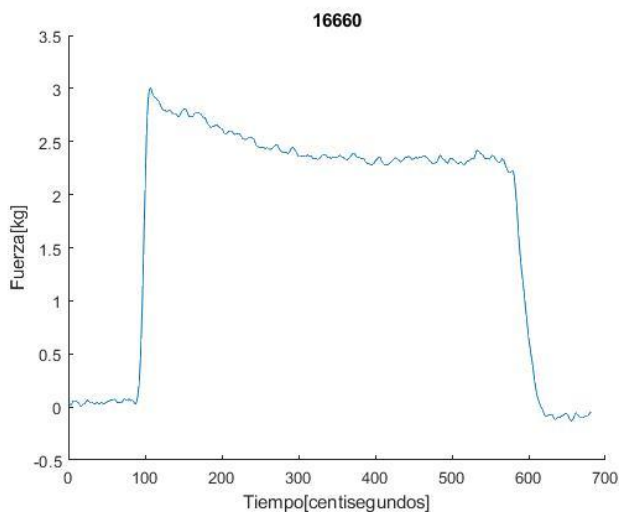
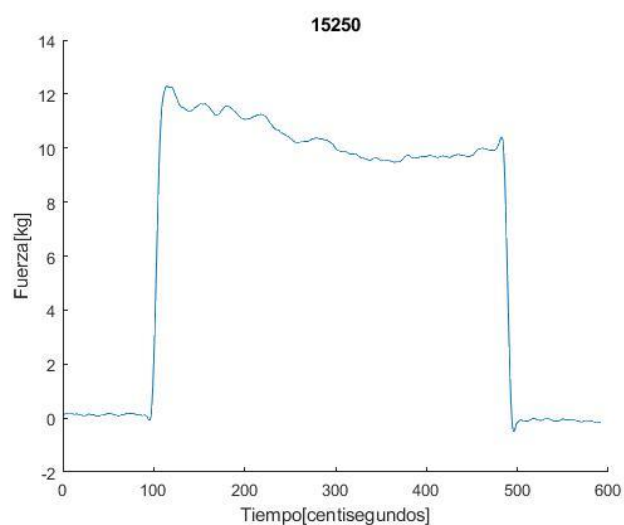
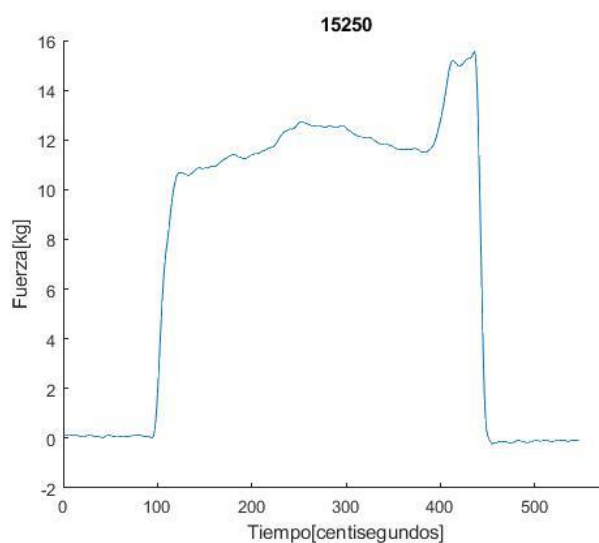
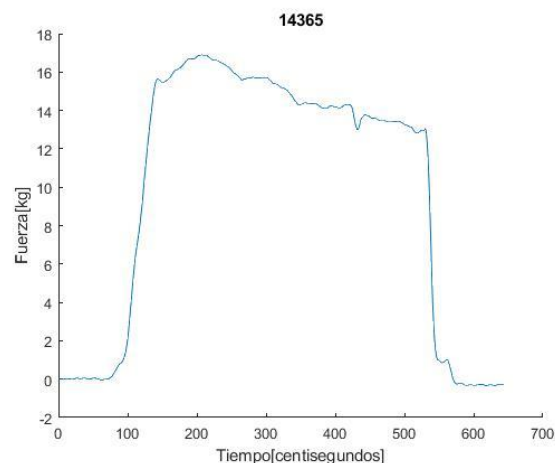
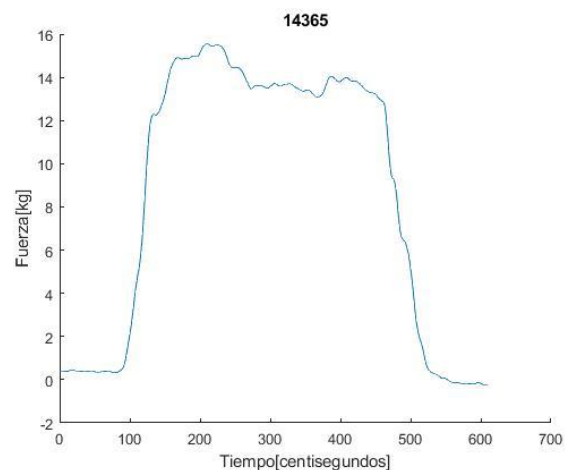
```
clearvars -except MatrizCaracteristicas1 MatrizCaracteristicas2 MatrizCorrelacion1
MatrizCorrelacion2
save ('MatCFF')
xlswrite('MatCFF.xlsx', MatrizCaracteristicas1, 'Hojal', 'C4');
xlswrite('MatCFF.xlsx', MatrizCaracteristicas2, 'Hojal', 'C31');
xlswrite('MatCFF.xlsx', MatrizCorrelacion1, 'Hojal', 'C58');
xlswrite('MatCFF.xlsx', MatrizCorrelacion2, 'Hojal', 'L58');
```

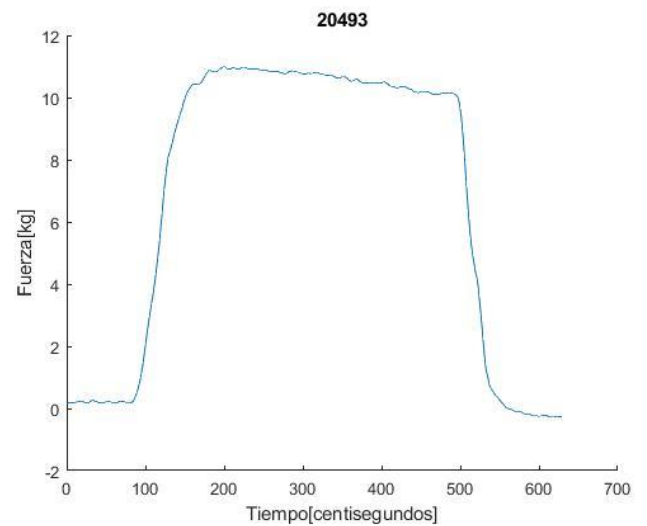
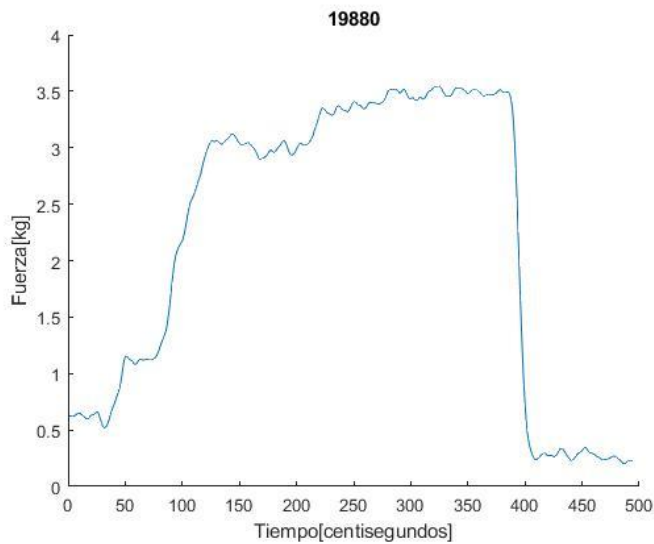
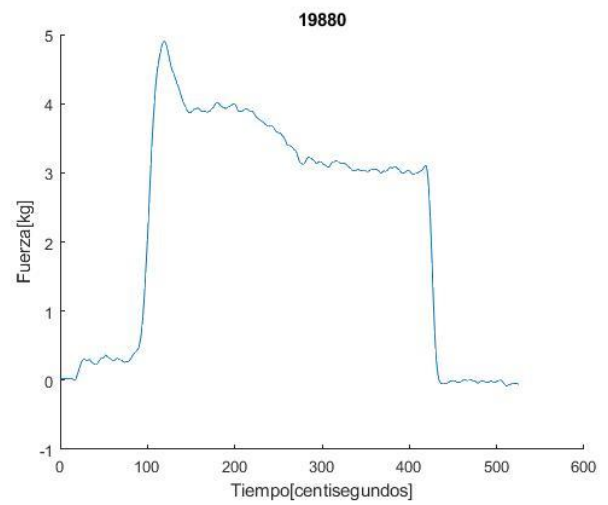
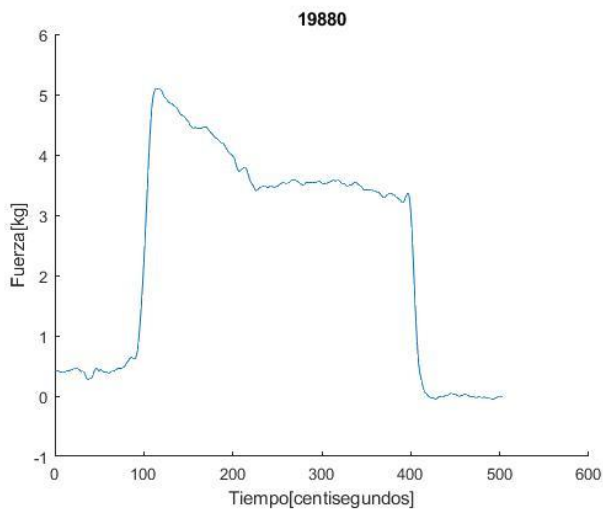
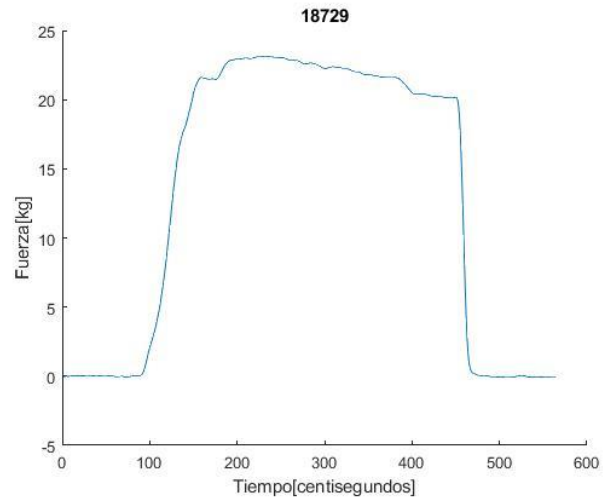
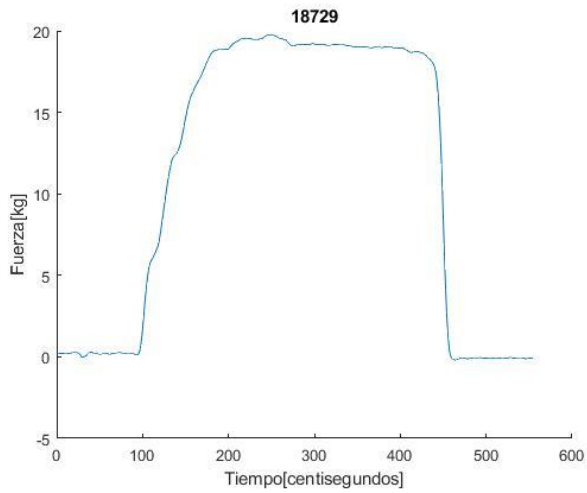
# **ANEXO 8.**

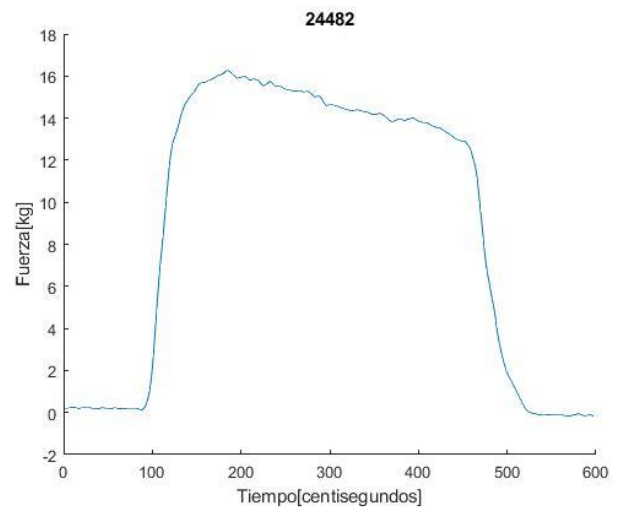
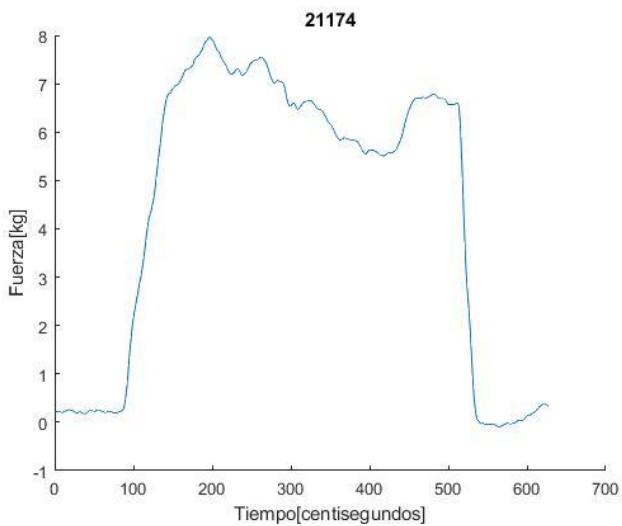
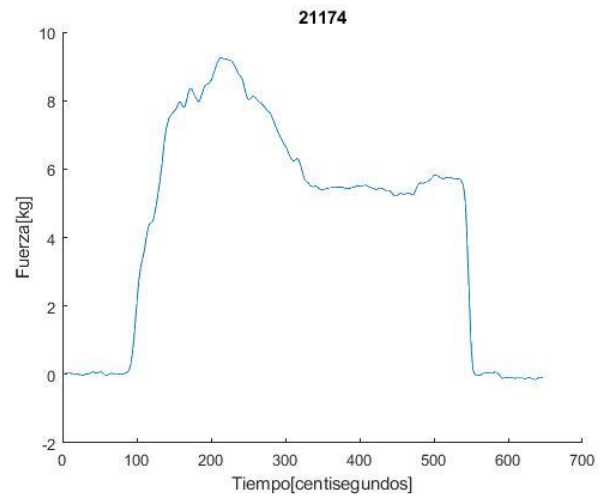
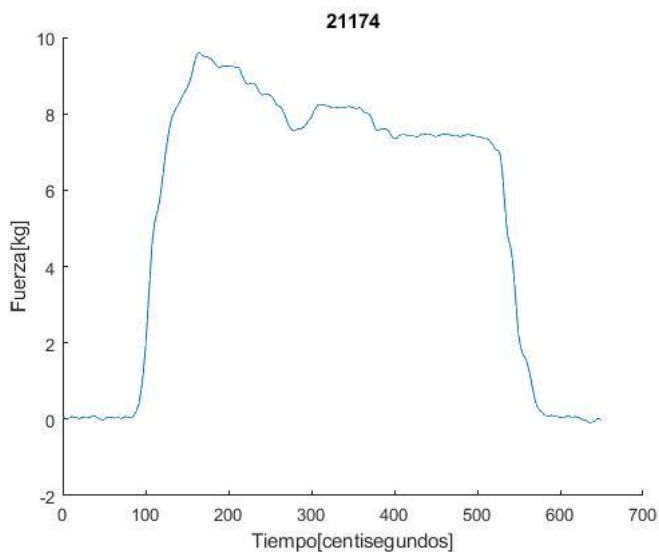
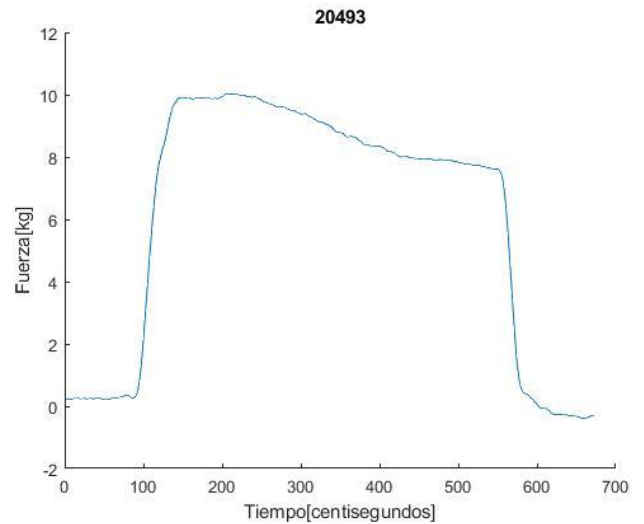
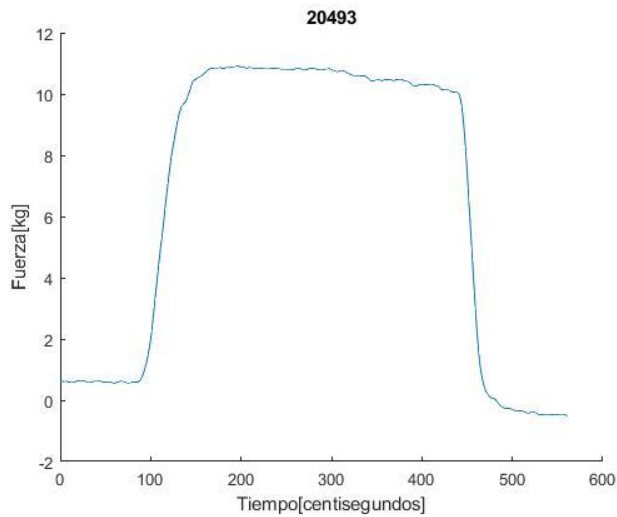
# **GRÁFICAS**

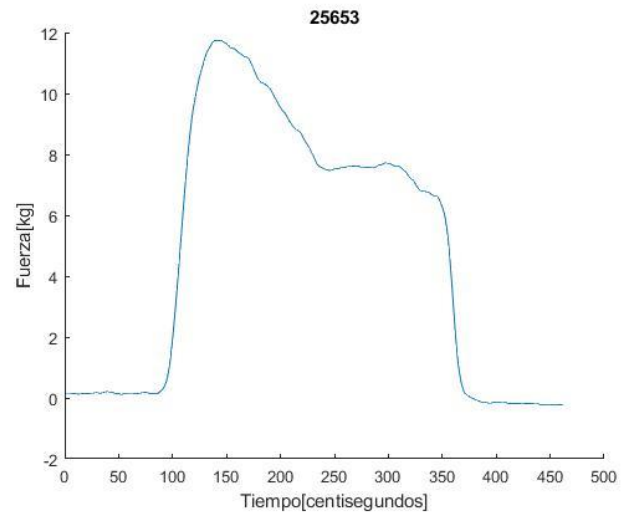
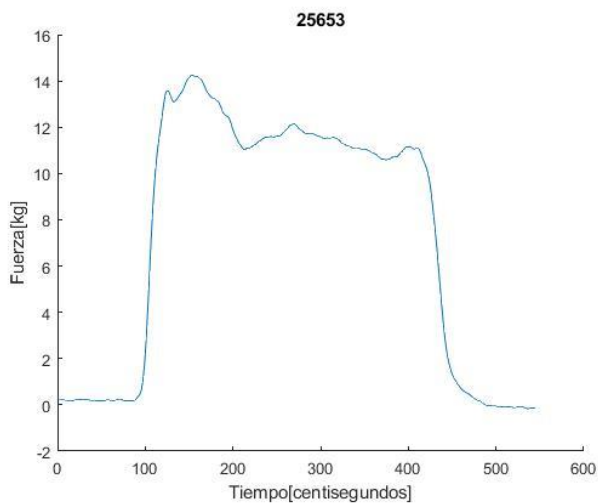
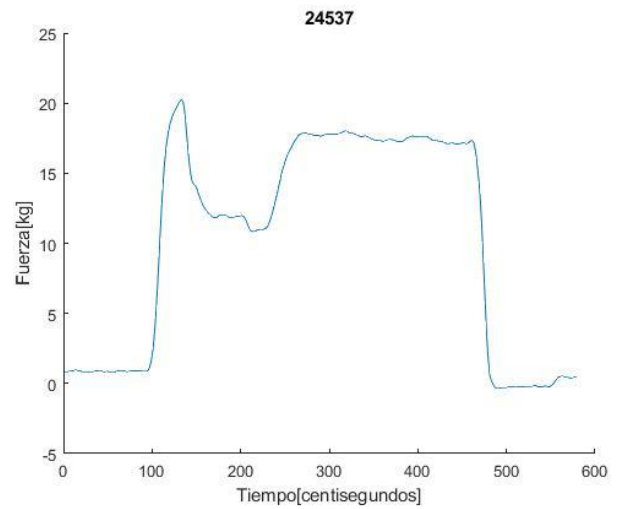
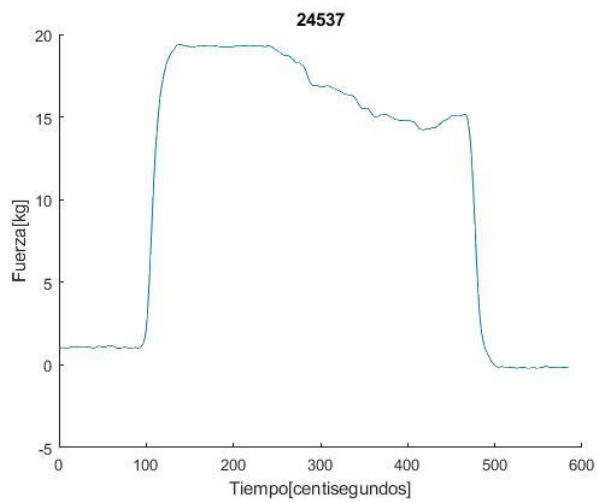
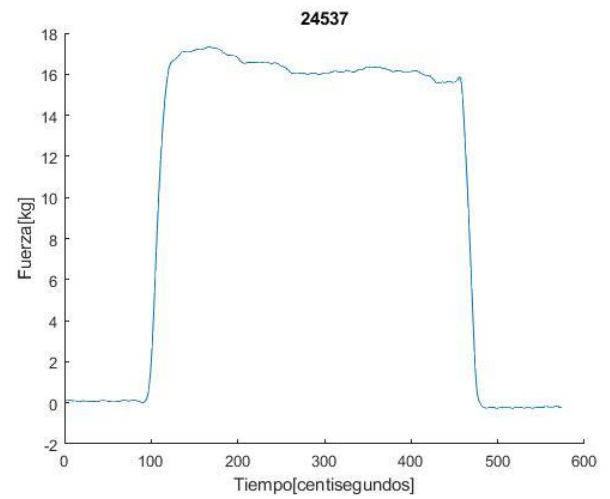
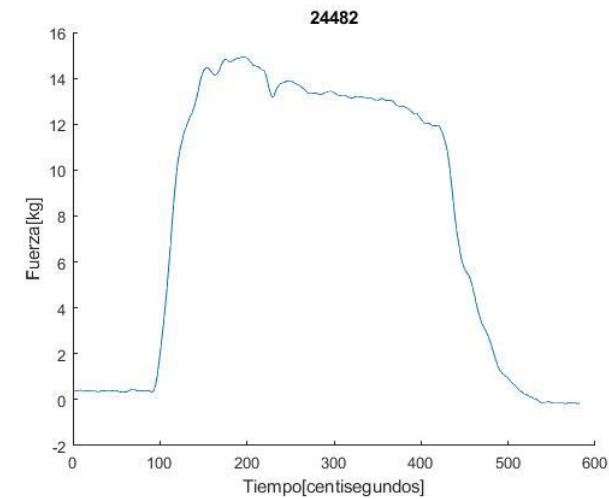
Gráficas de las señales calibradas:

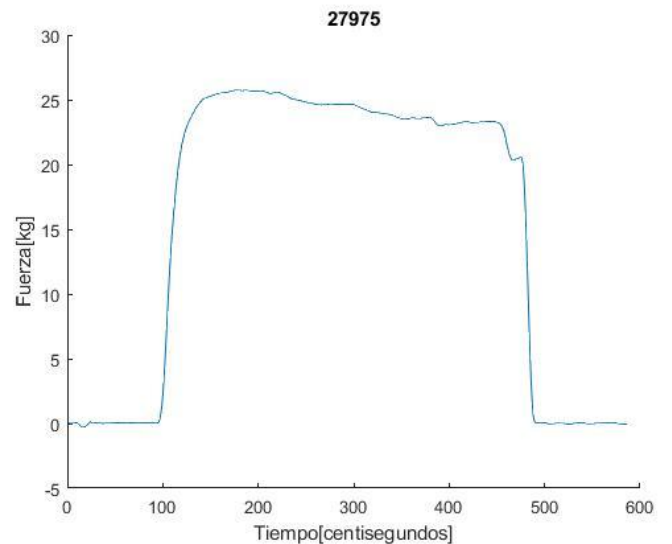
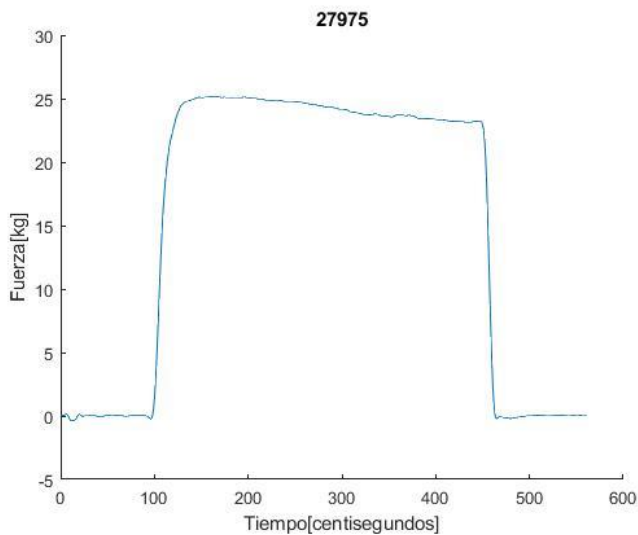
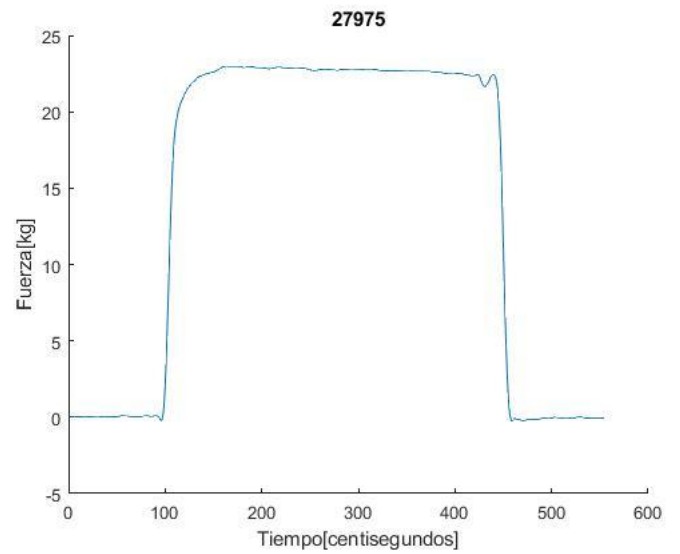
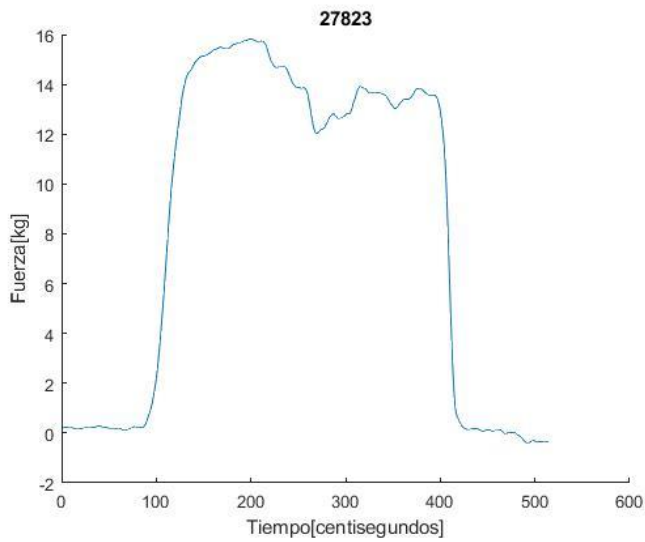
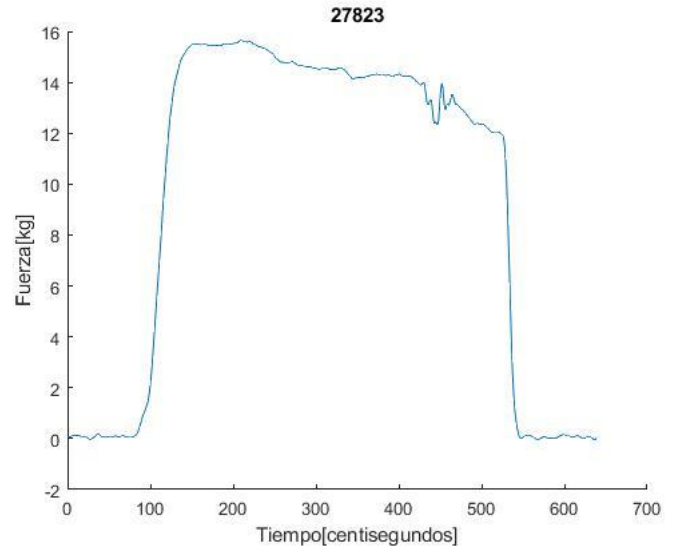
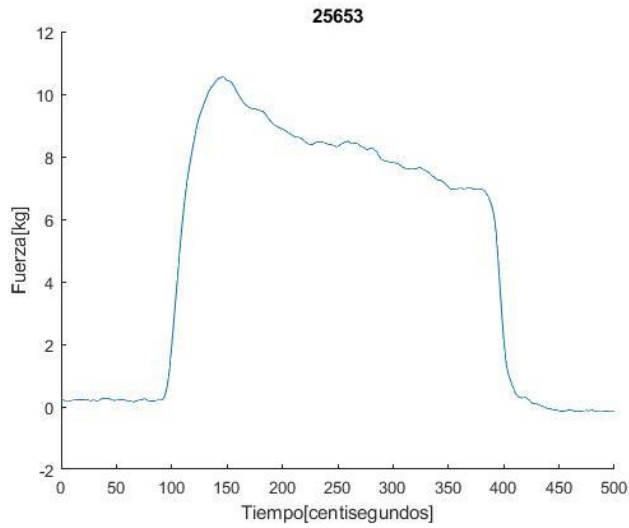




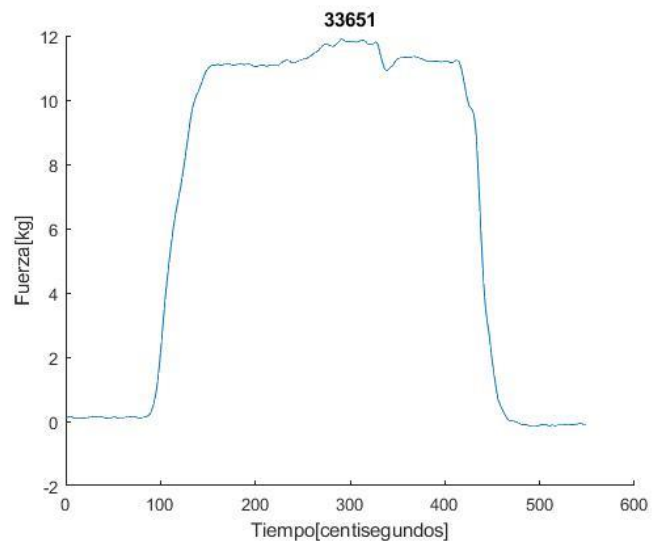
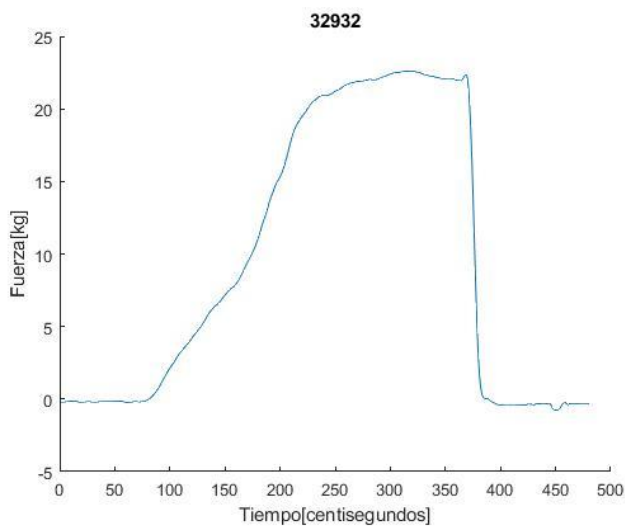
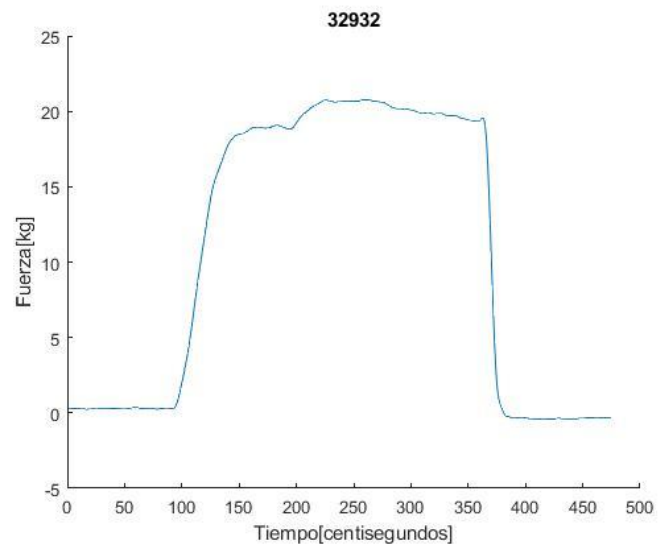
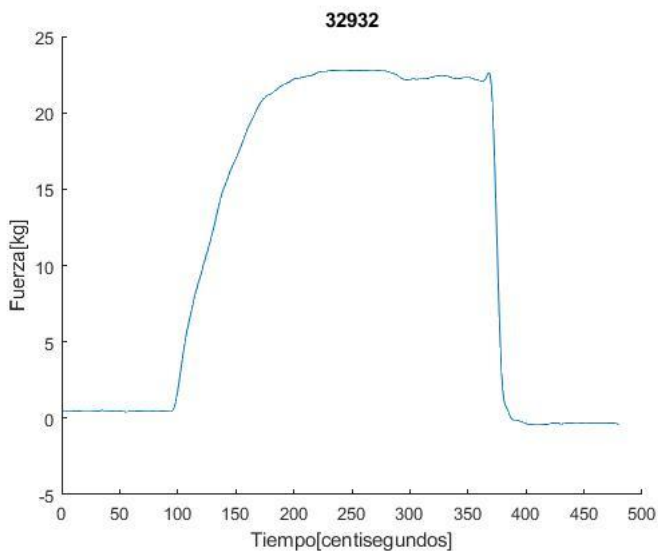
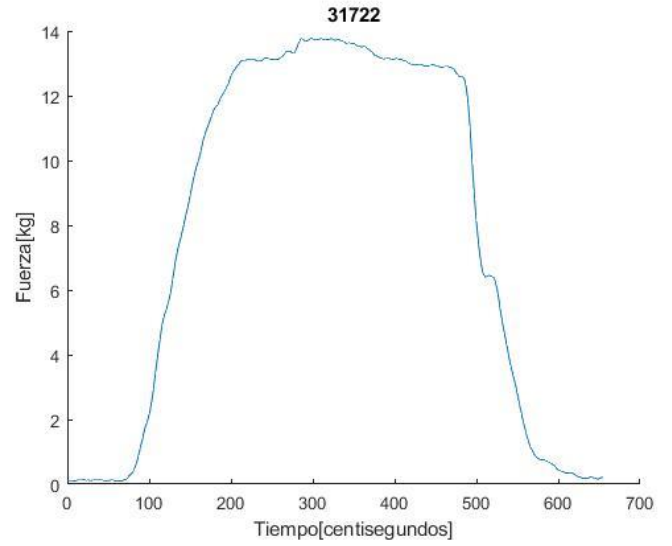
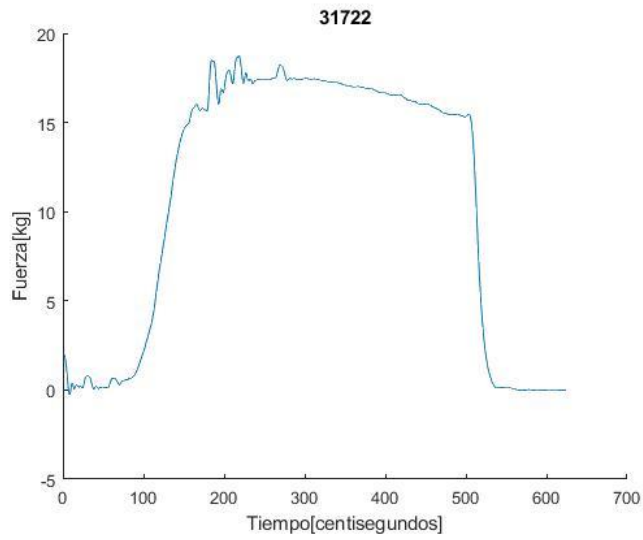


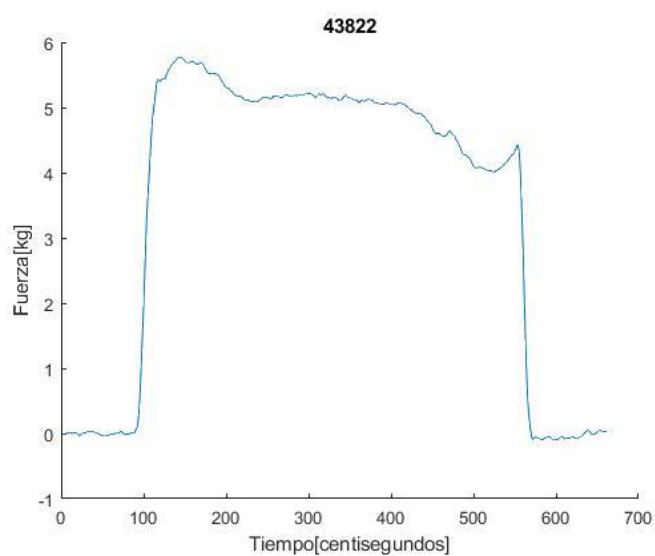
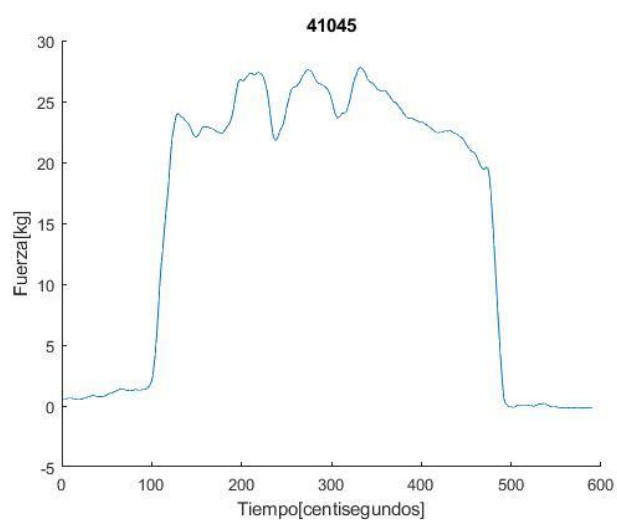
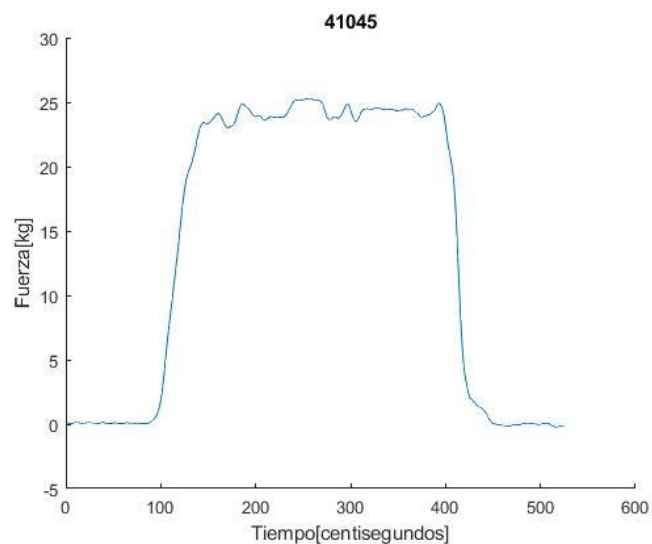
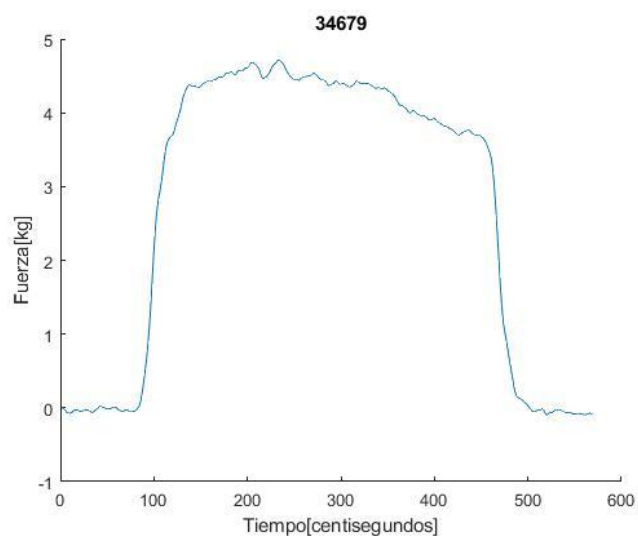


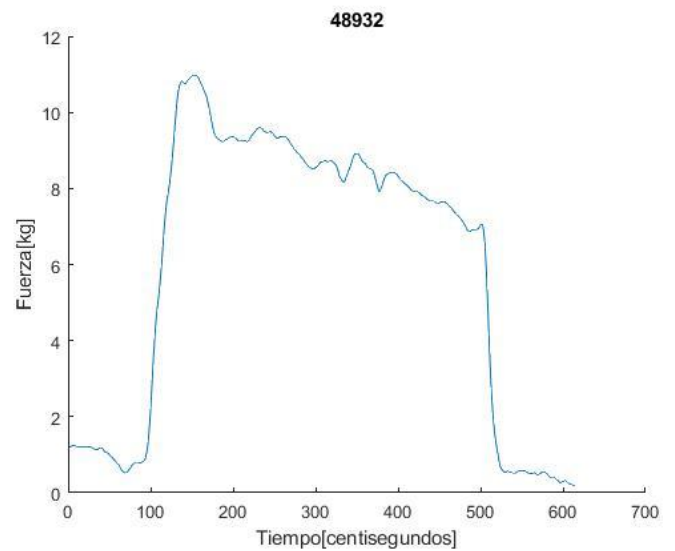
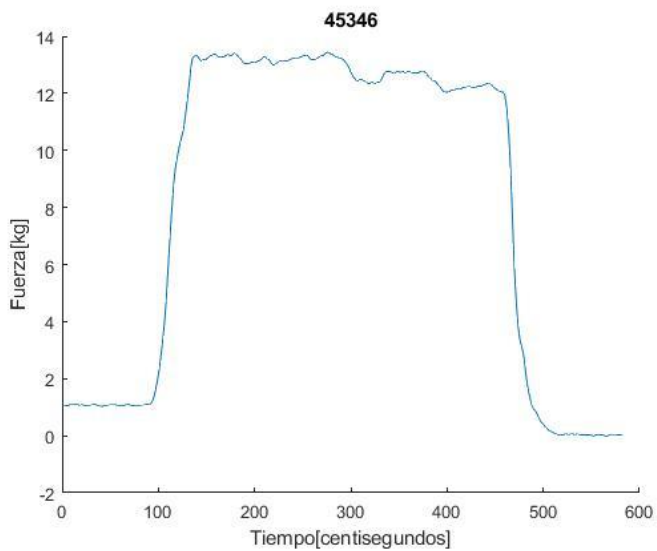
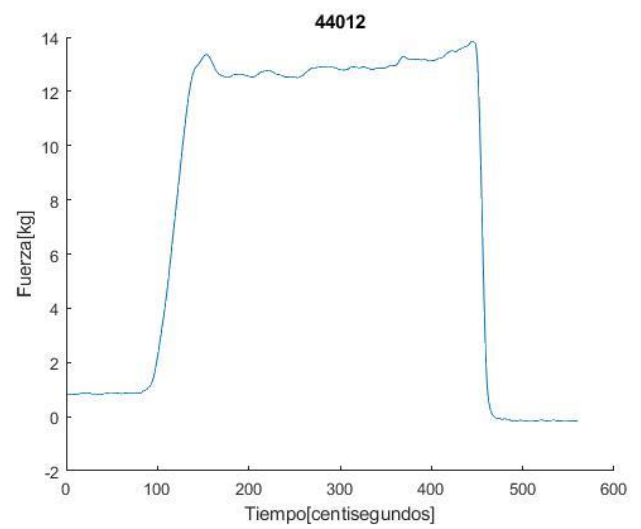
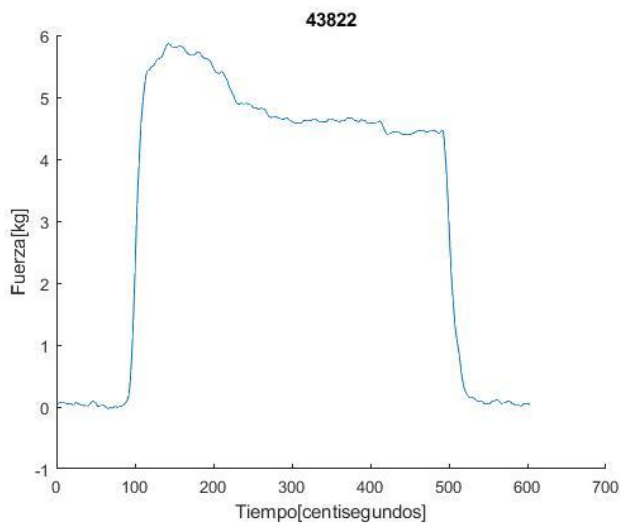
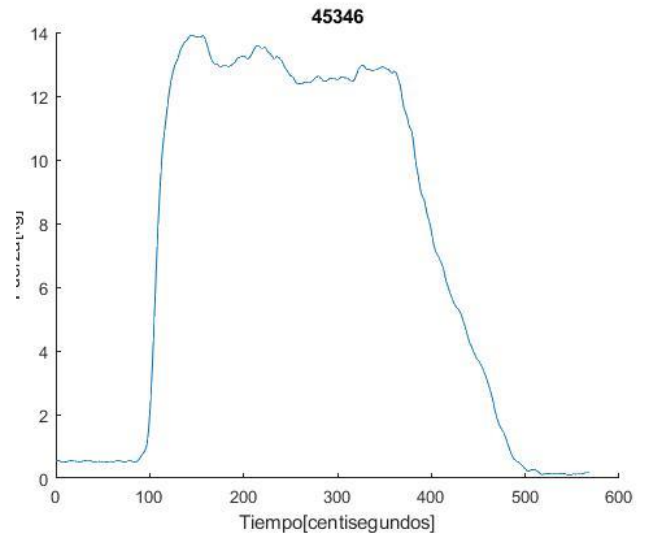
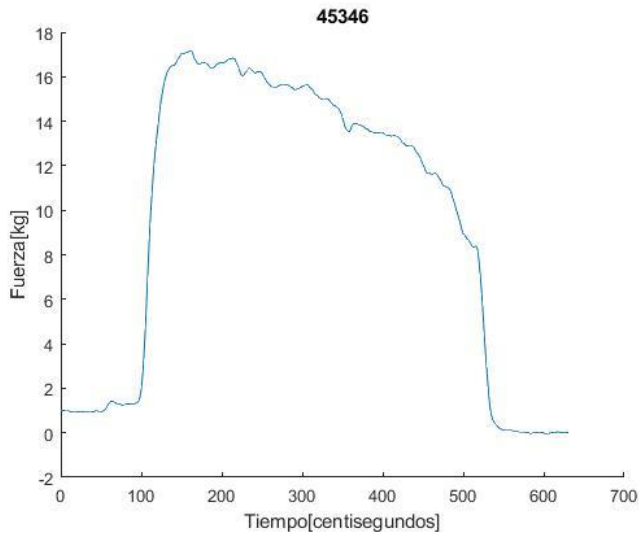


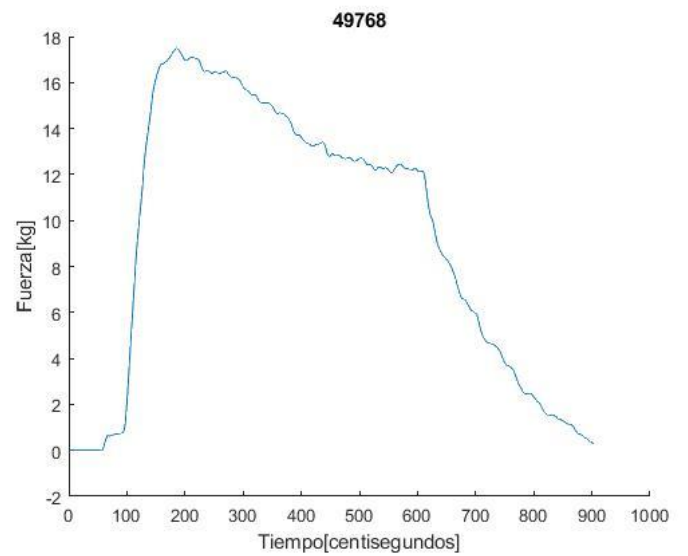
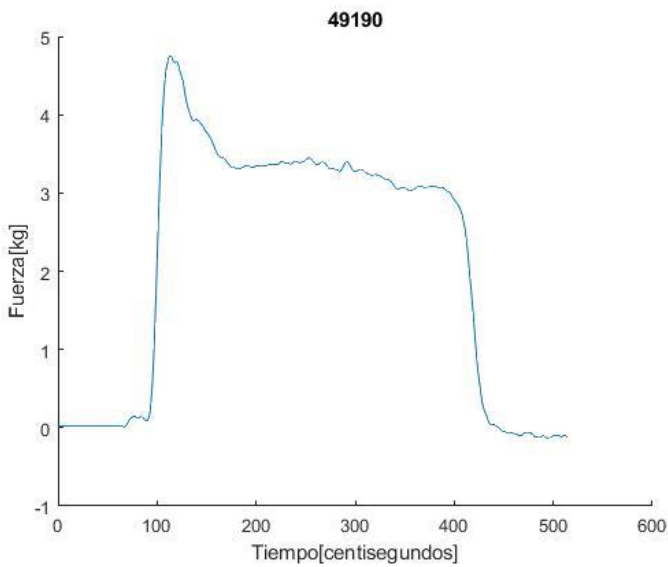
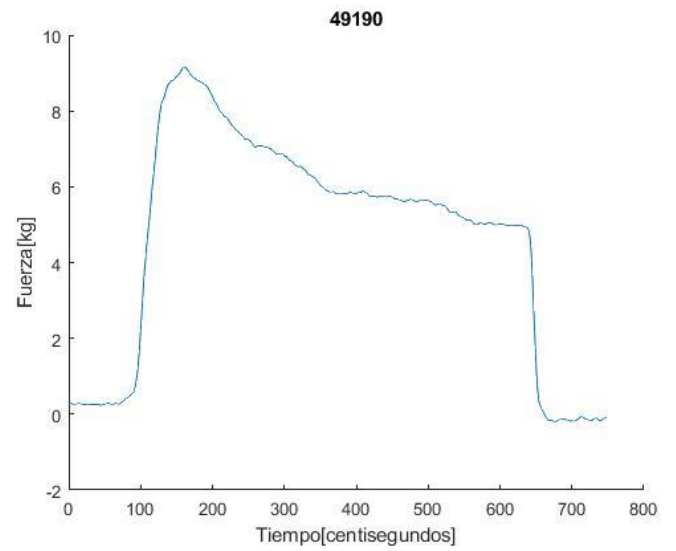
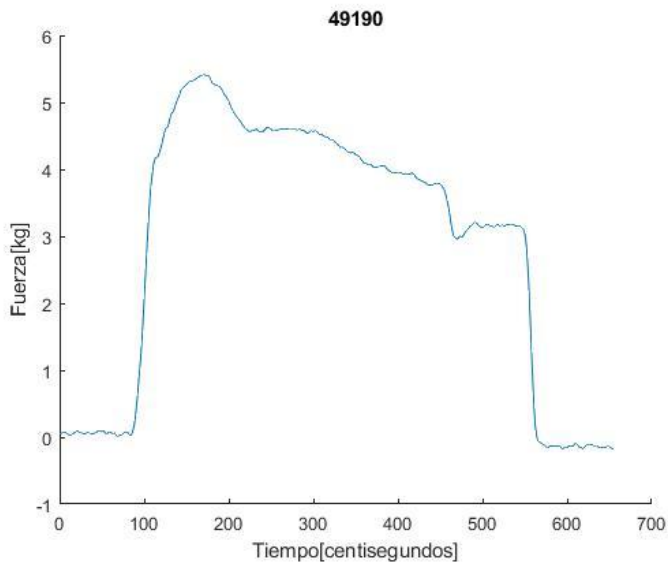
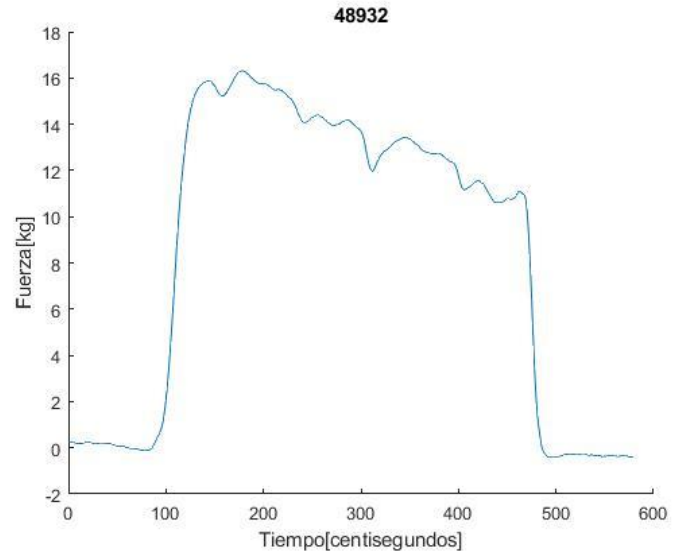
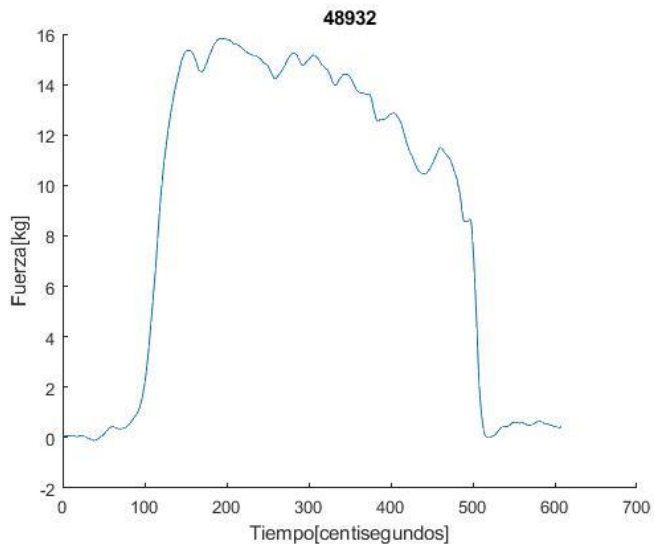


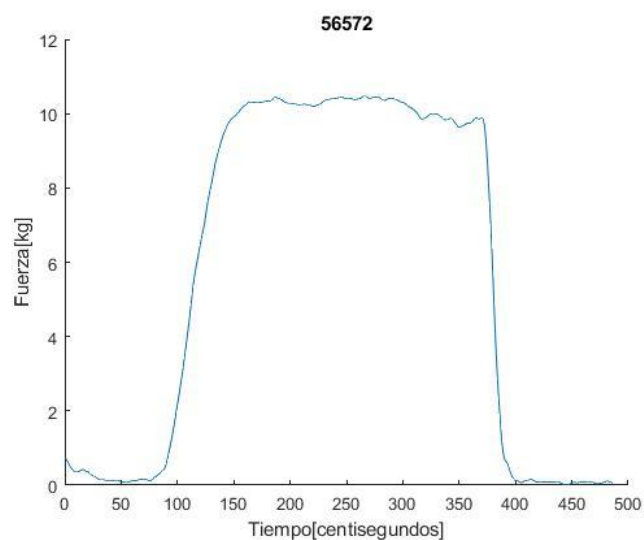
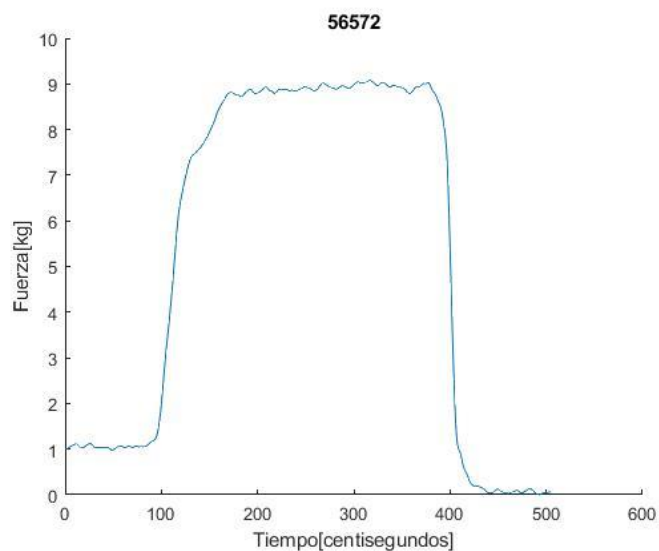
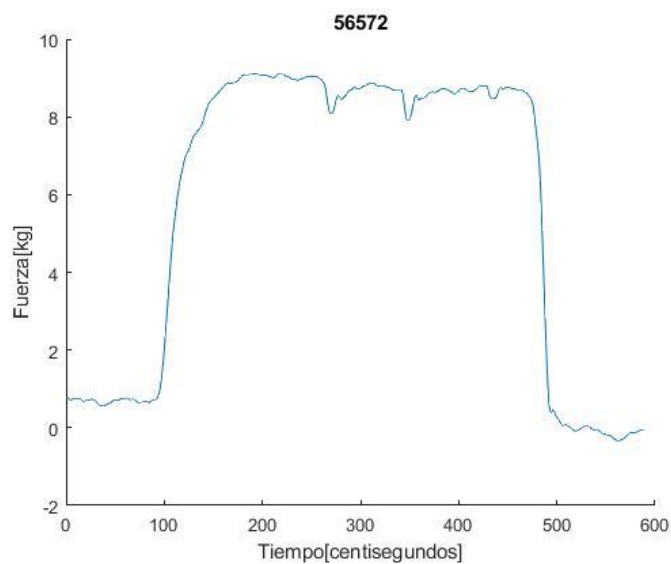
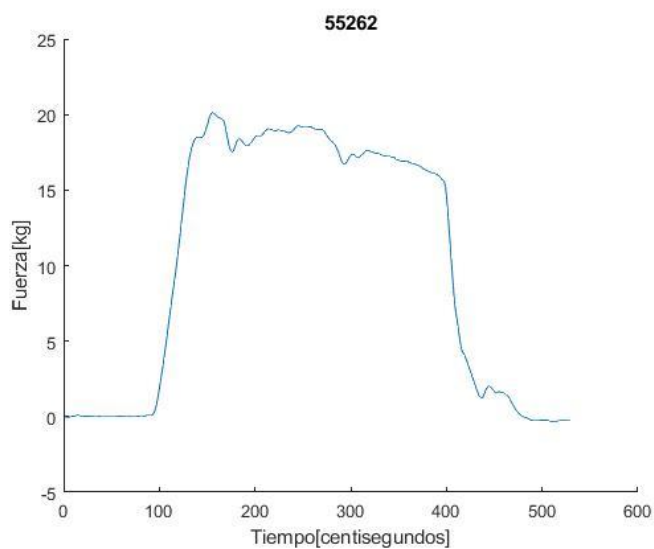
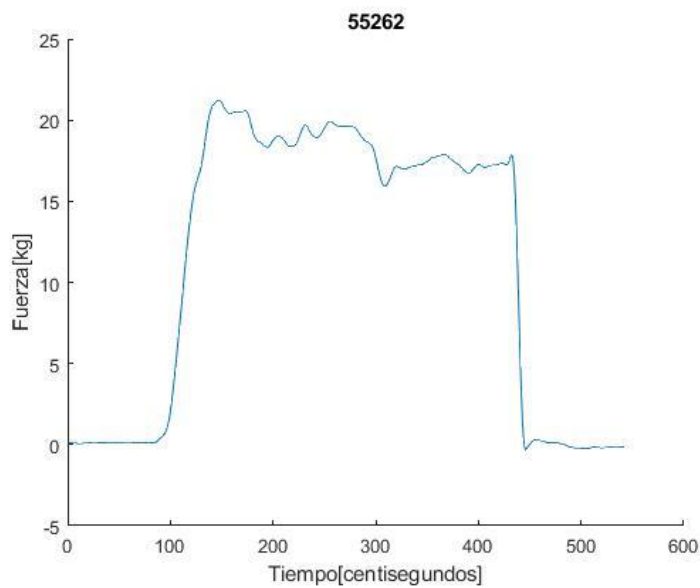
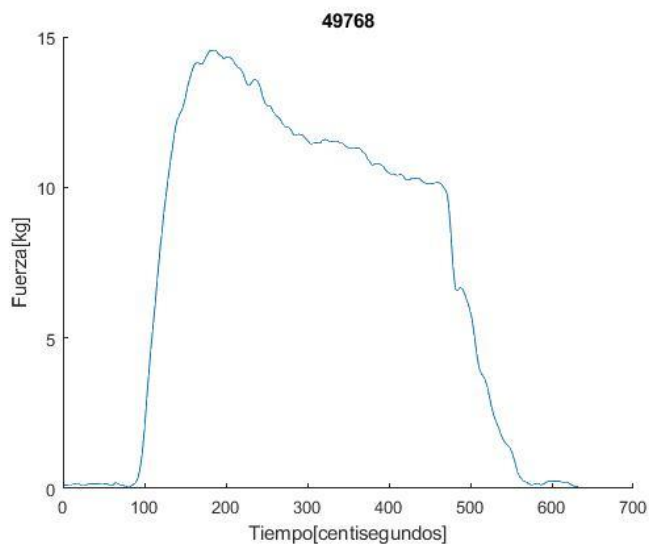


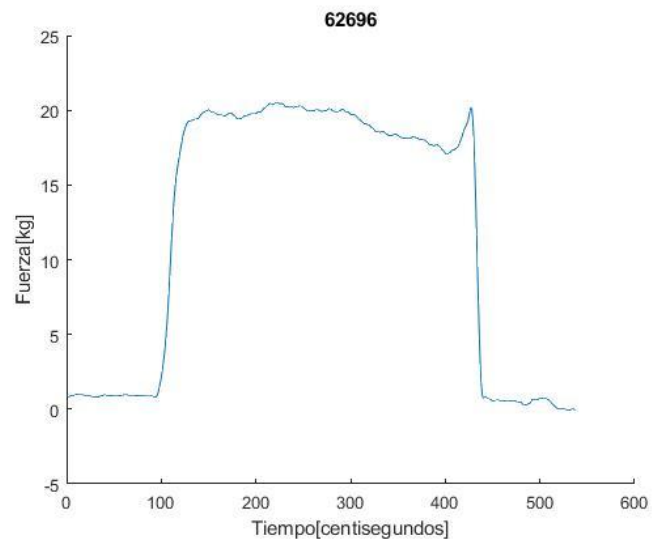
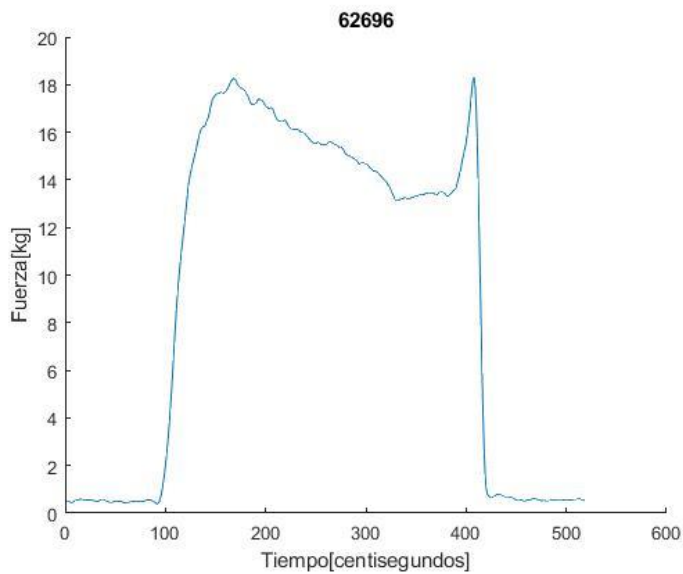
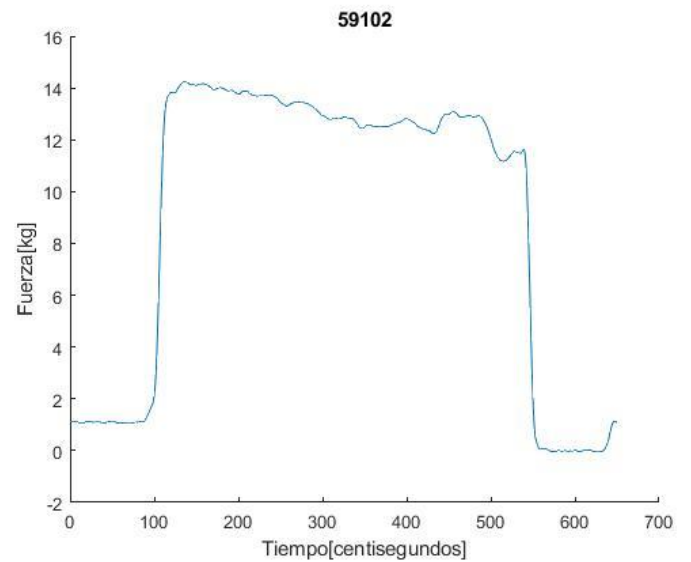
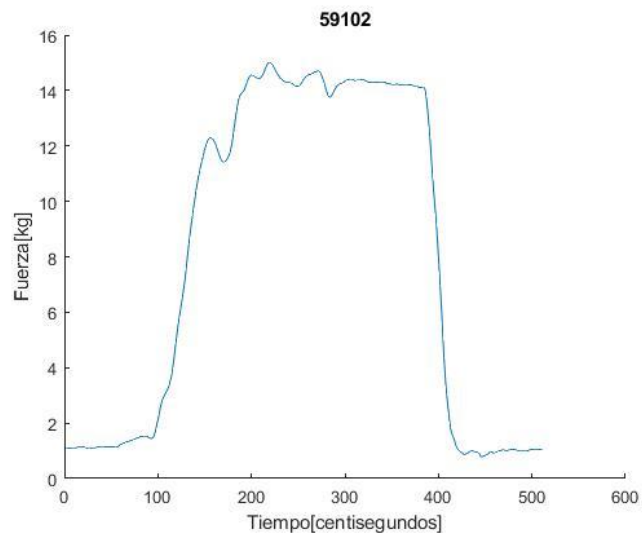
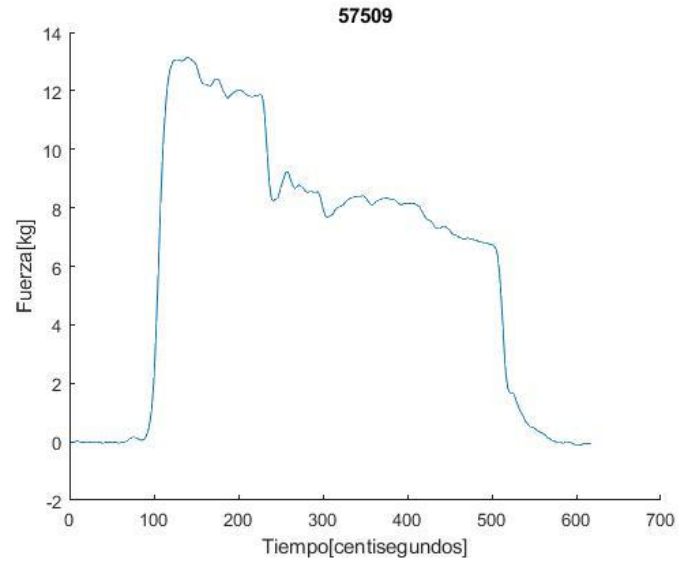
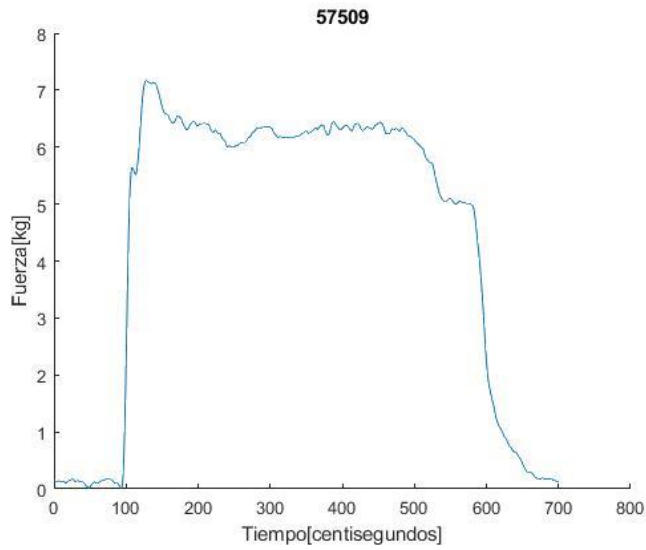


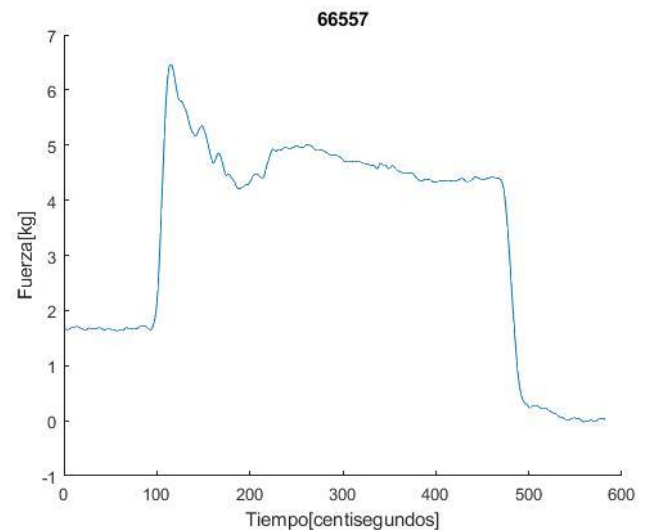
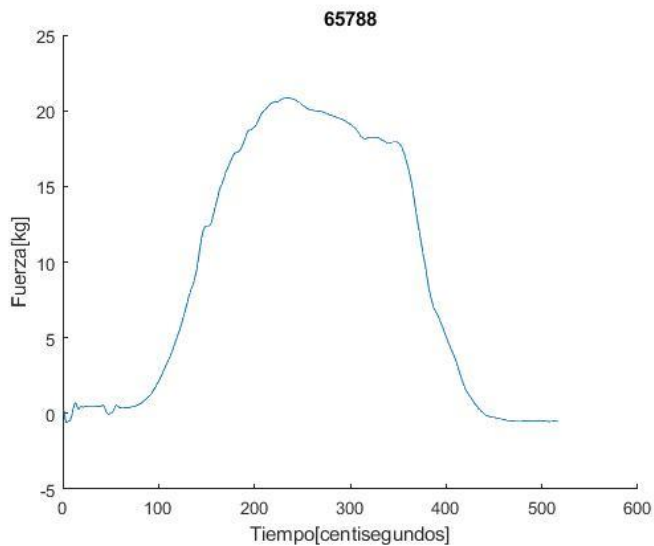
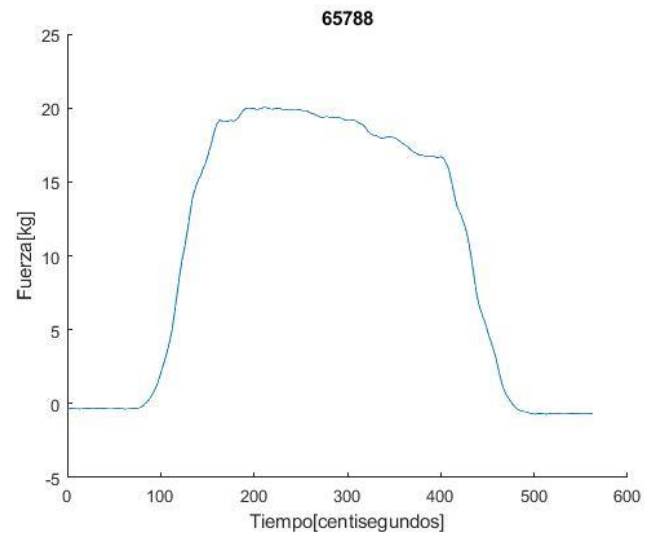
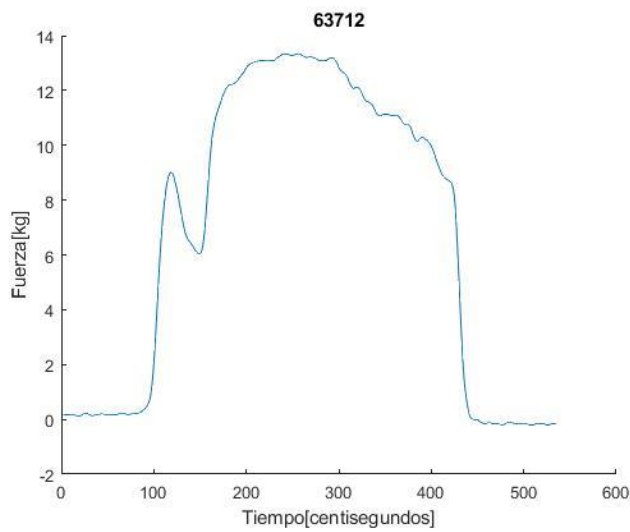
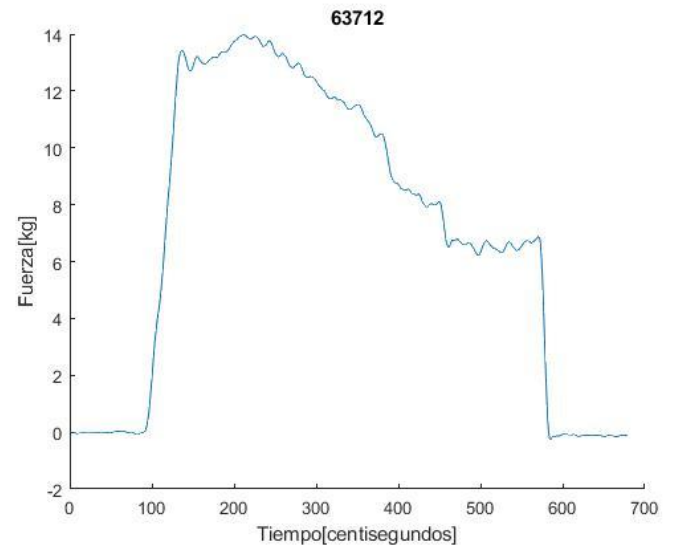
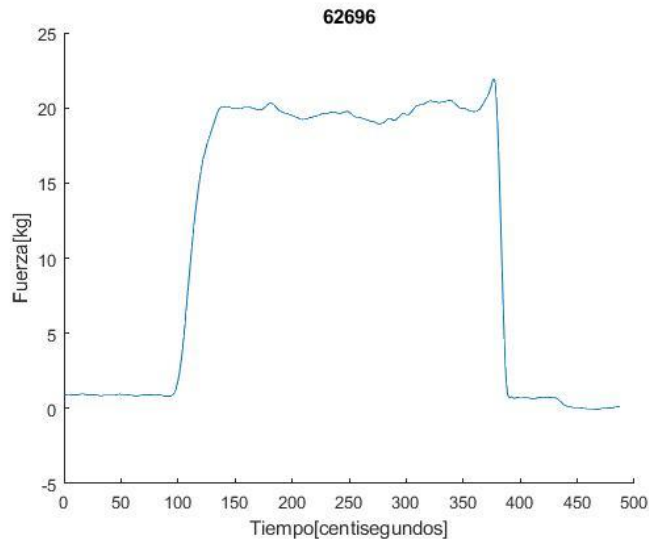




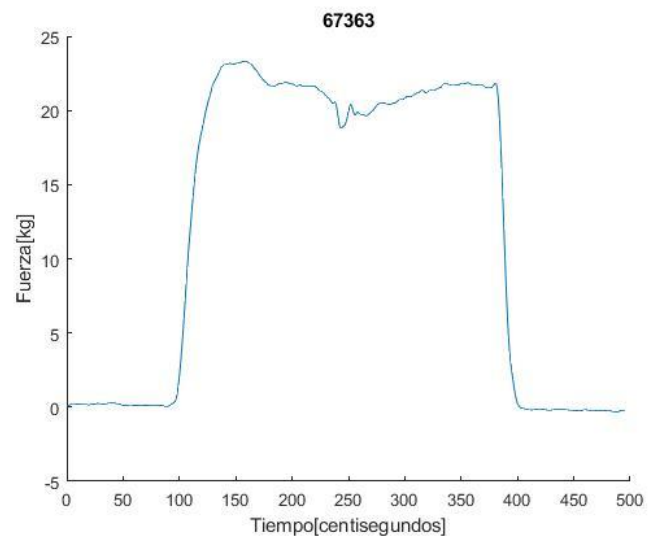
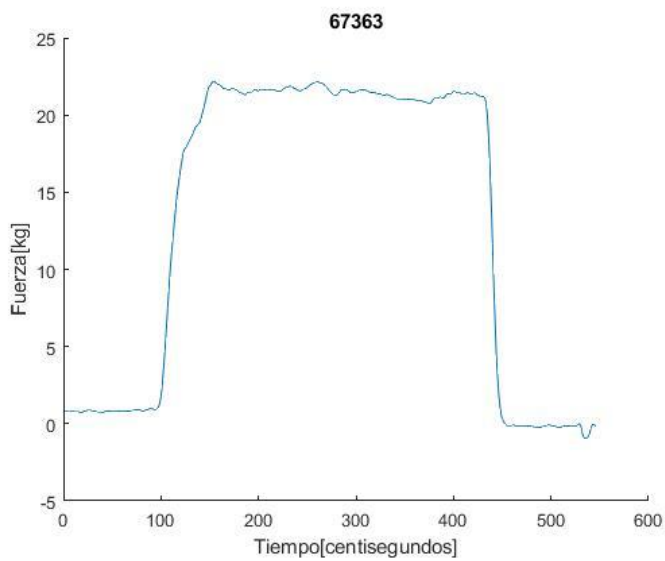
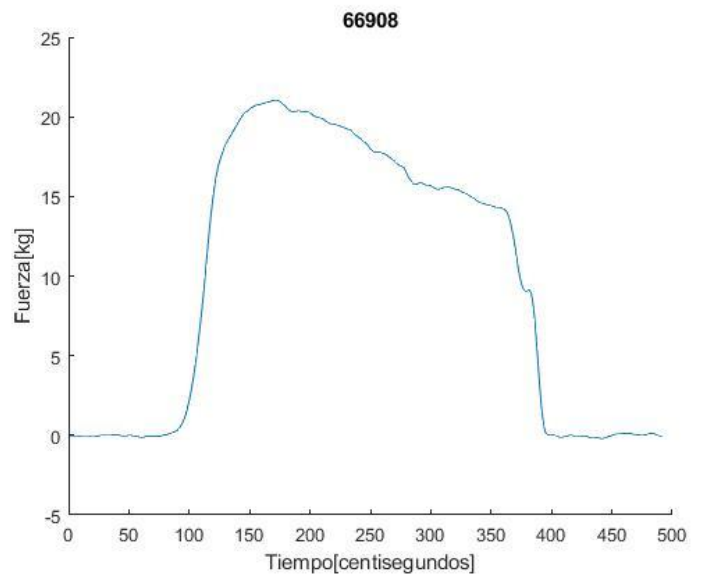
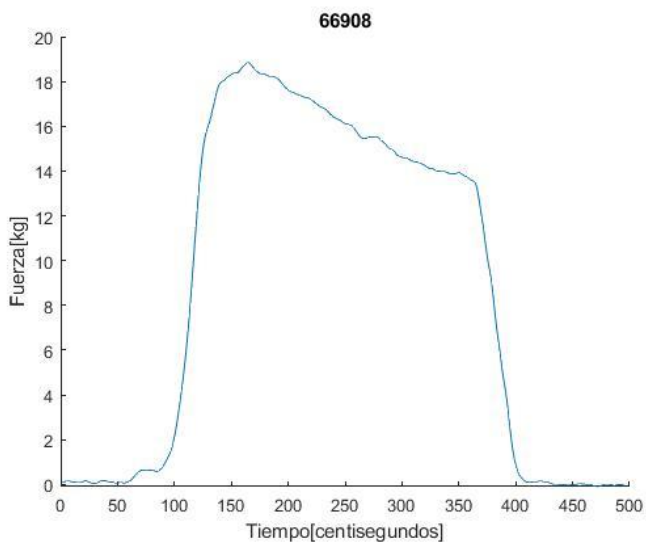
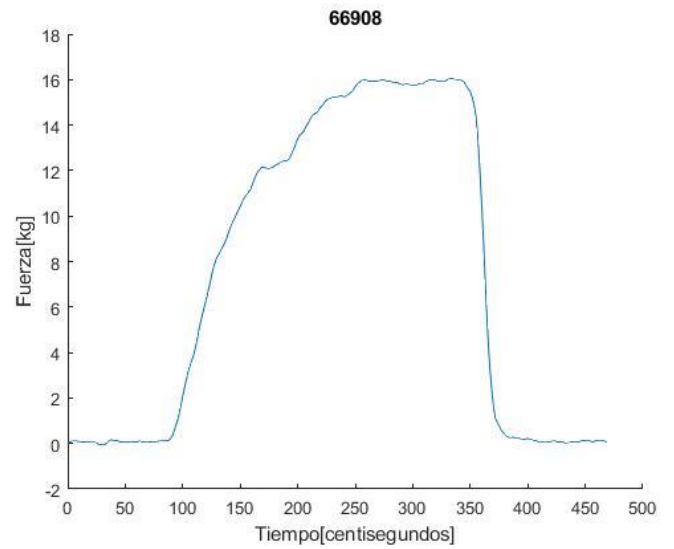
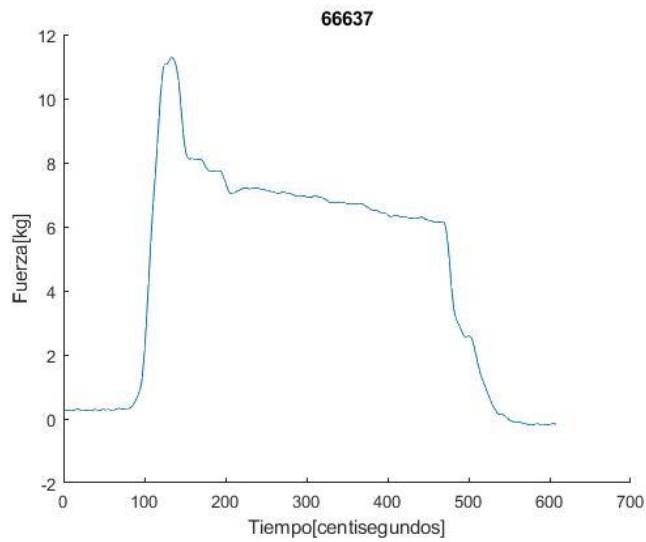




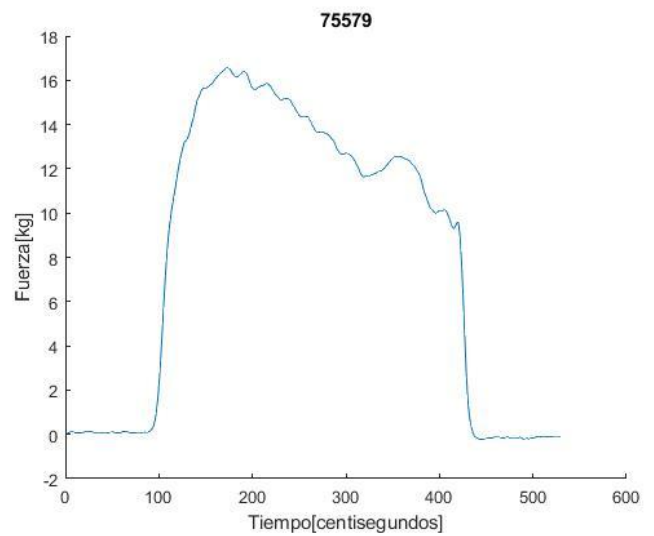
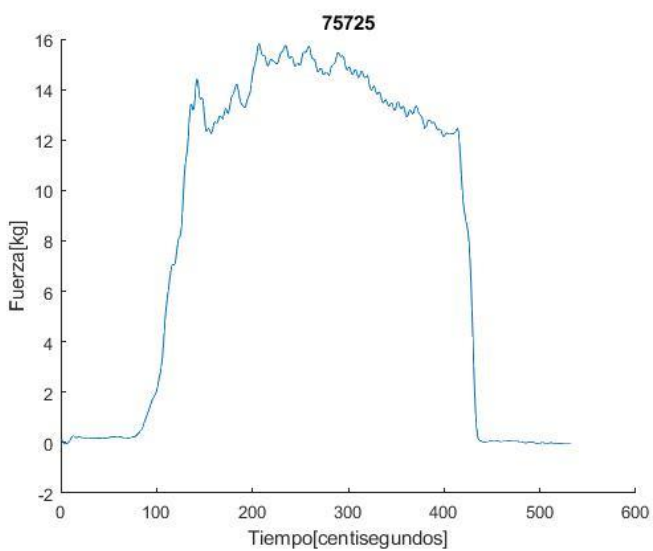
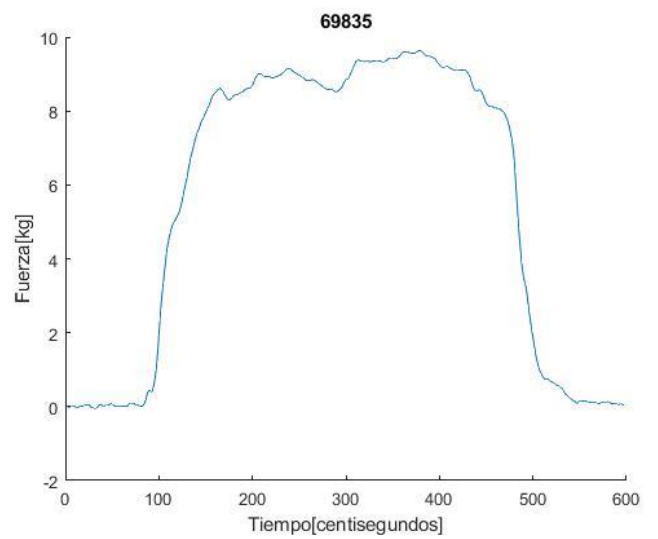
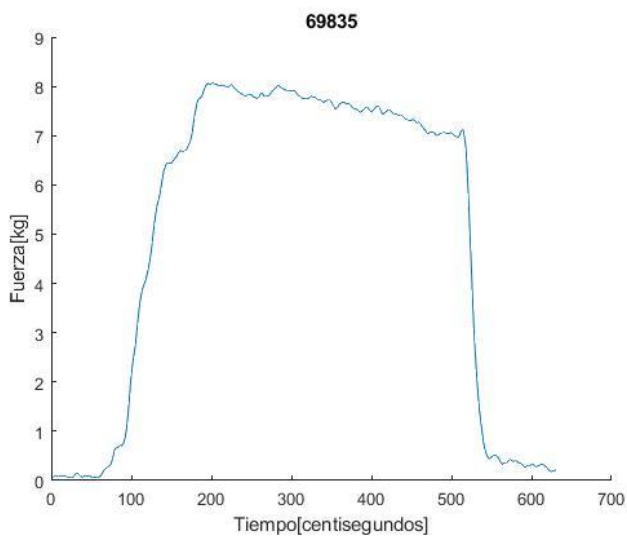
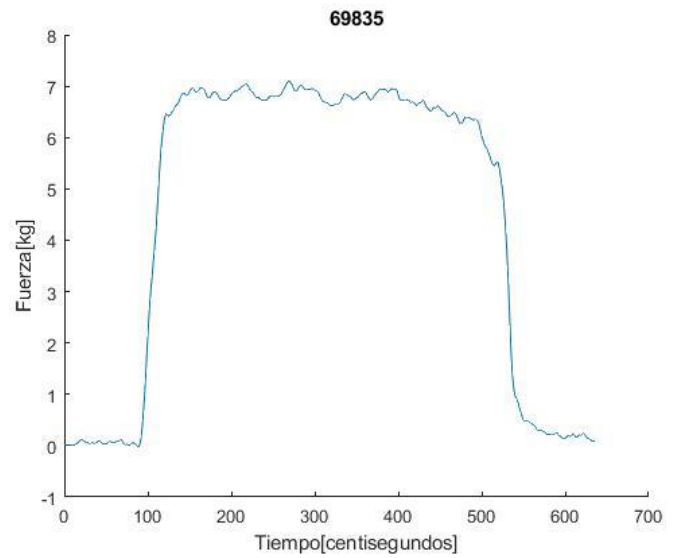
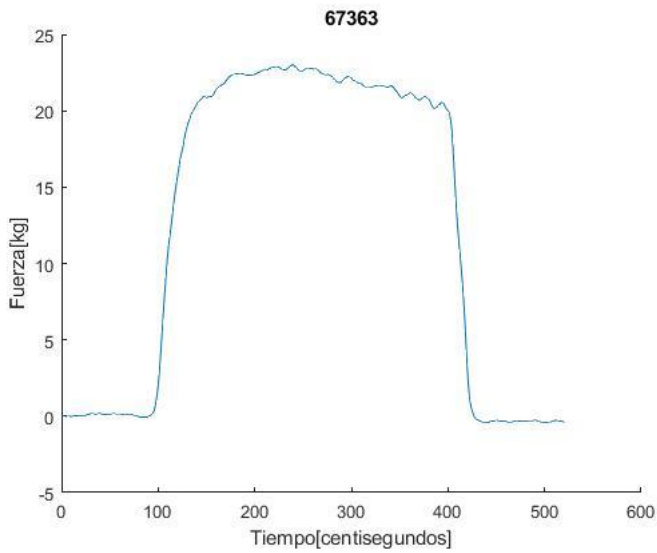


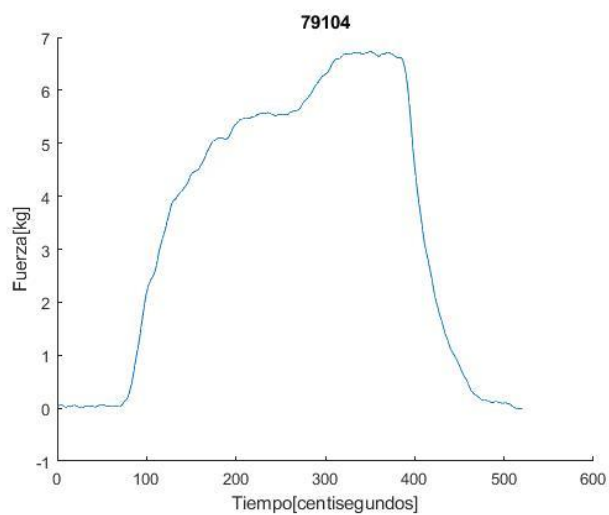
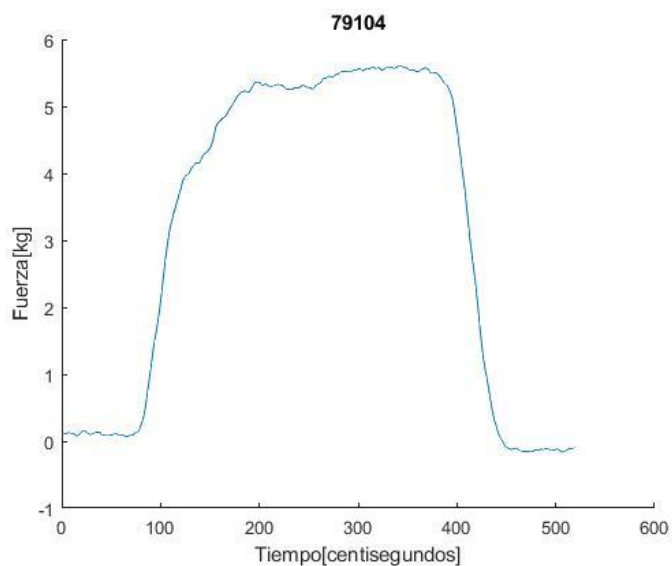
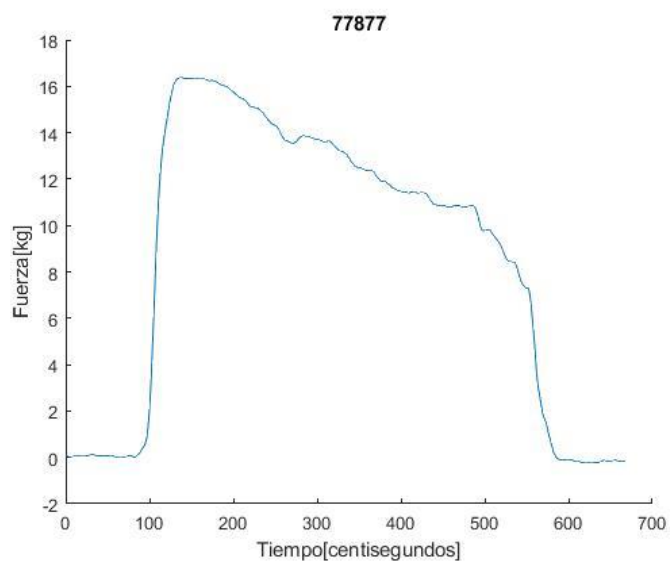
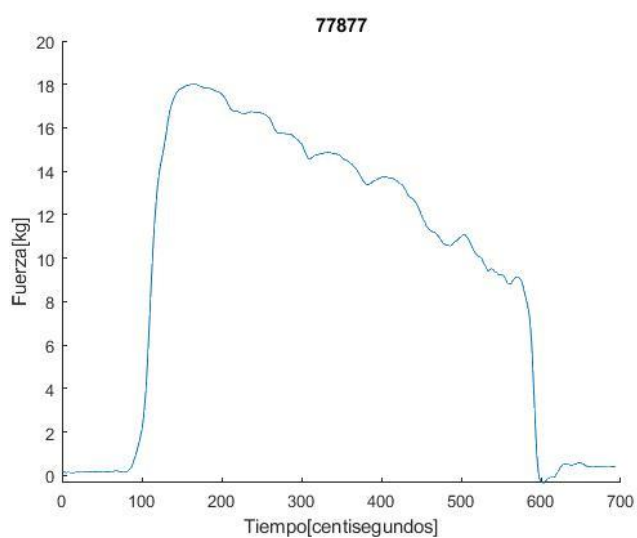
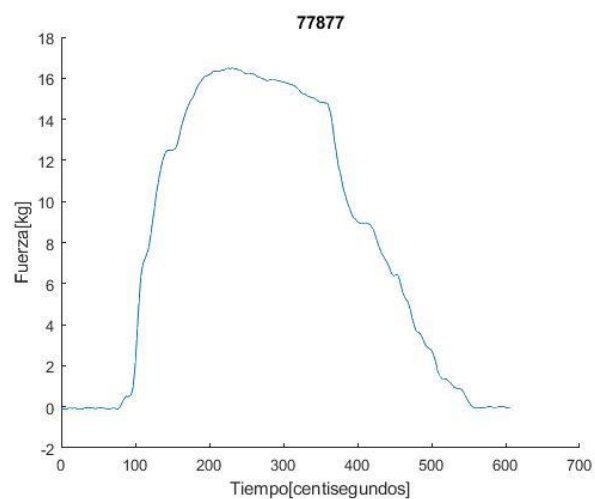
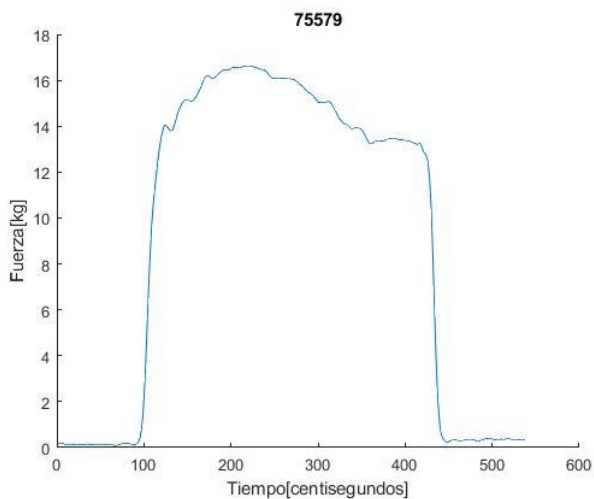


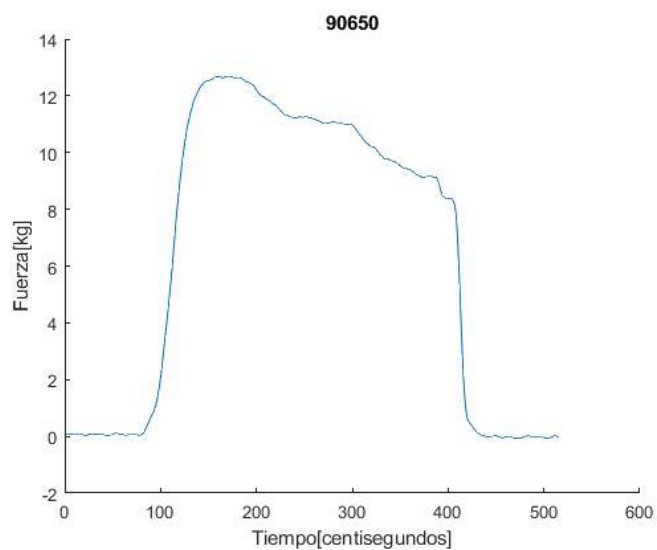
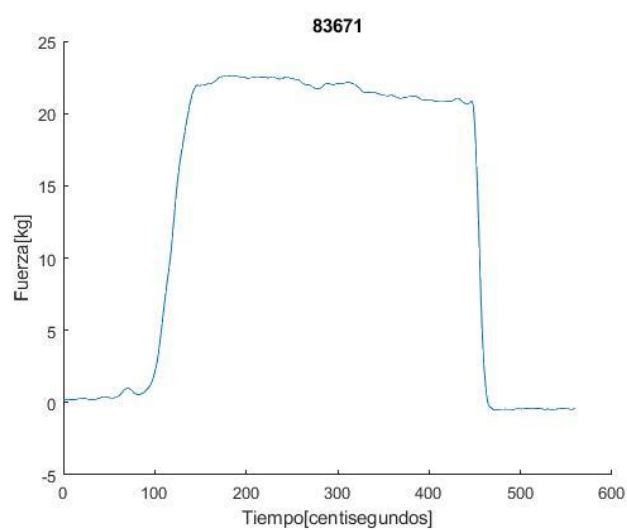
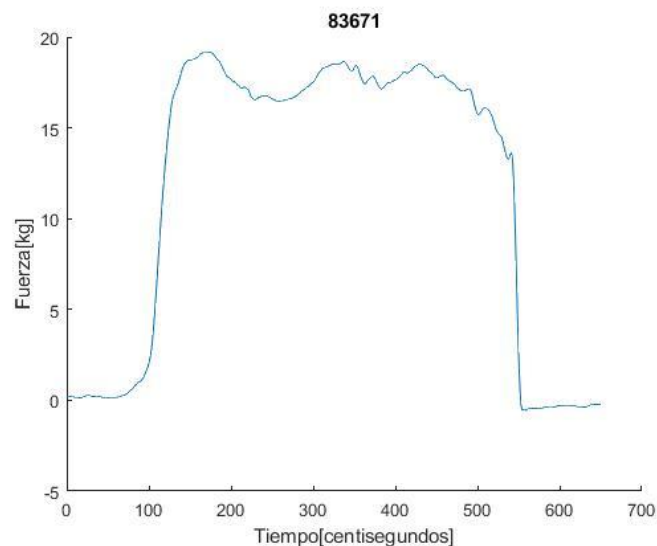
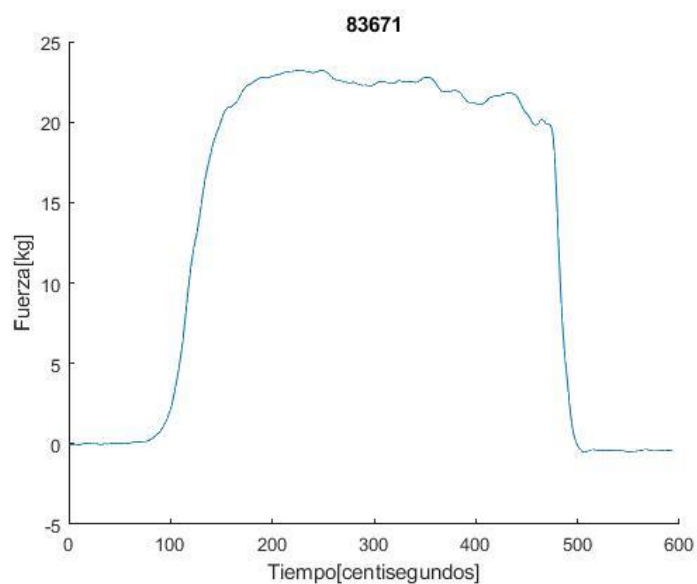
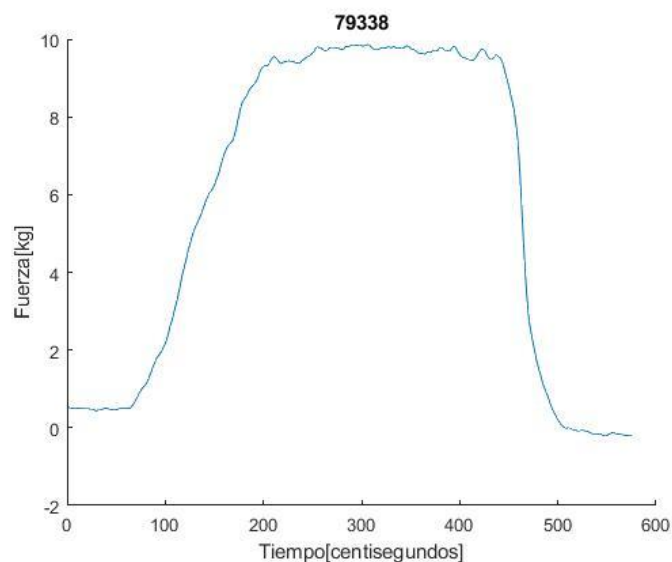
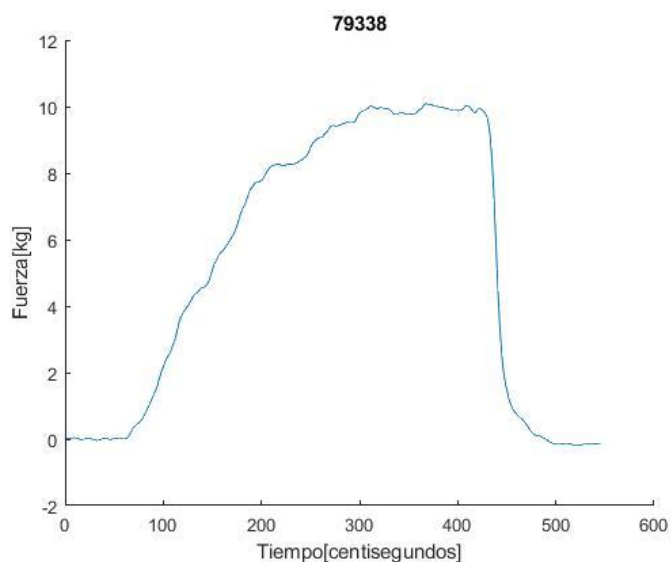


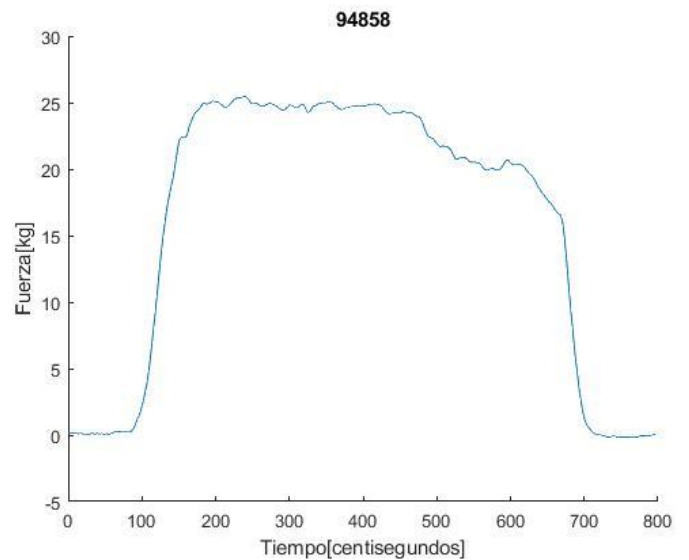
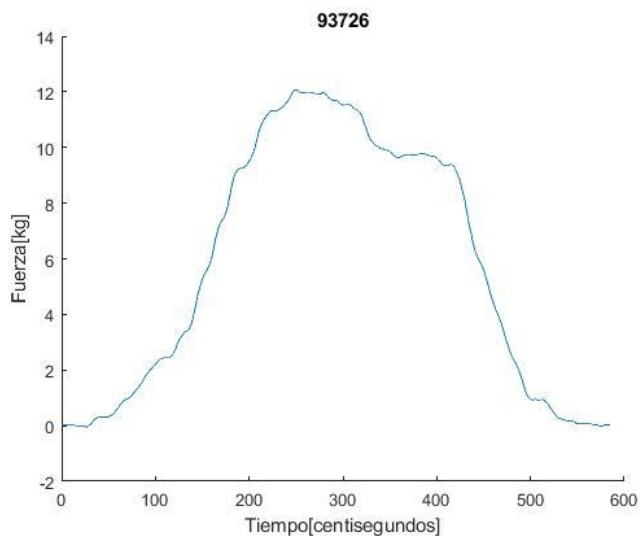
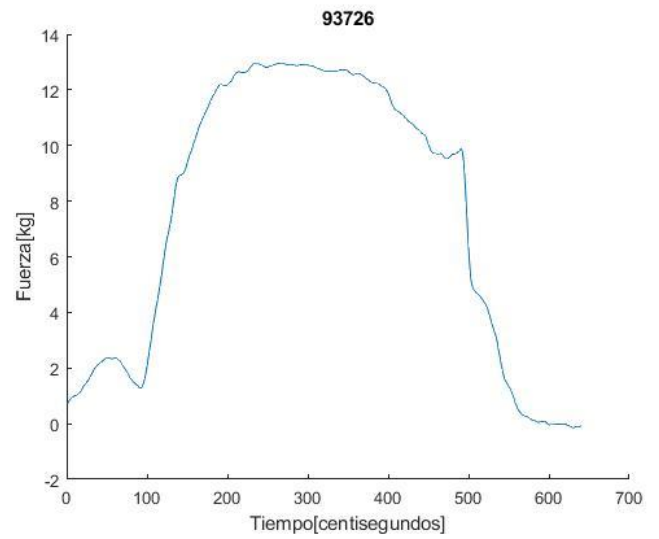
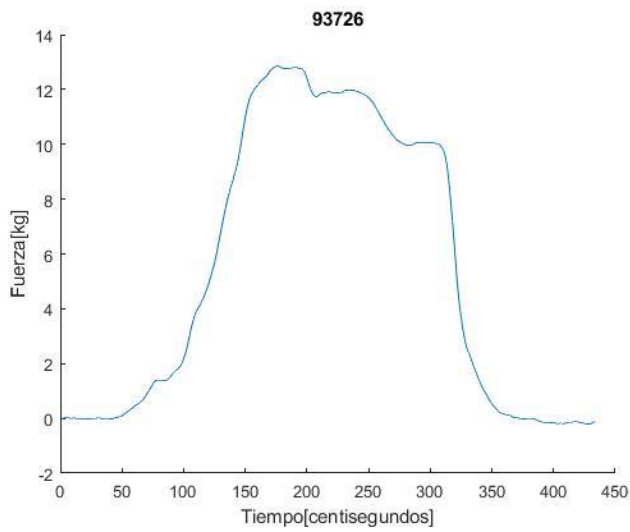
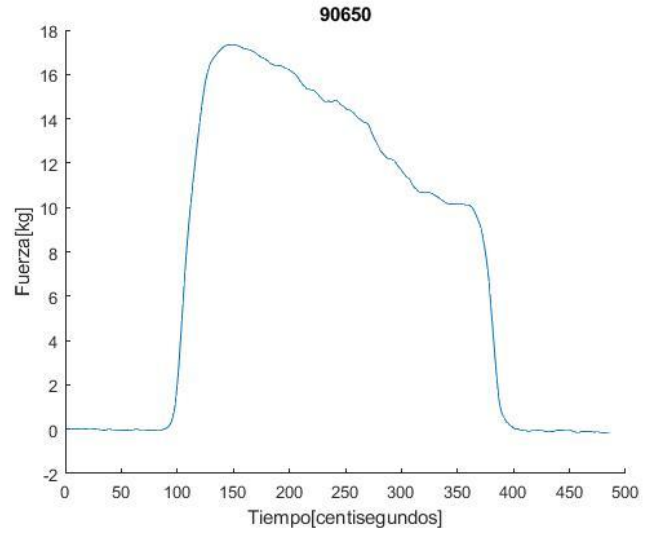
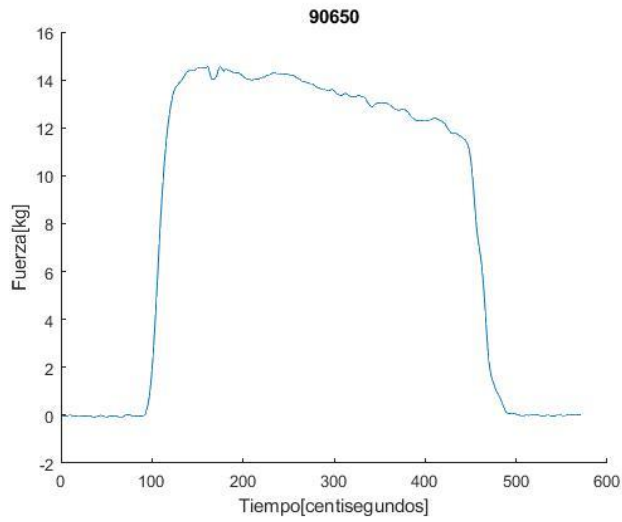


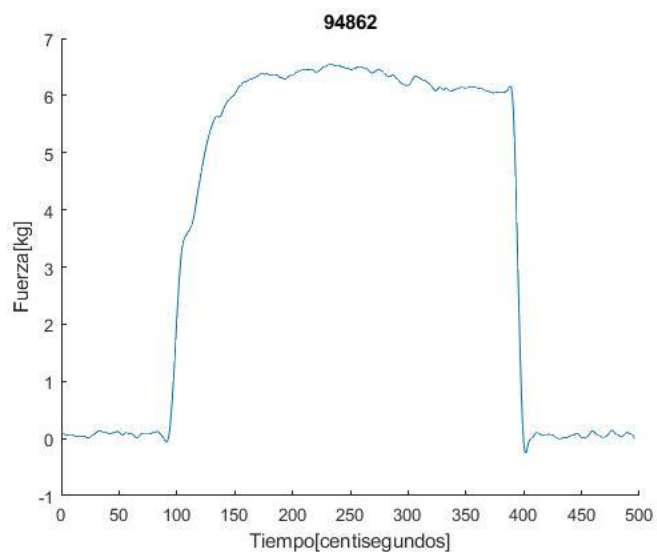
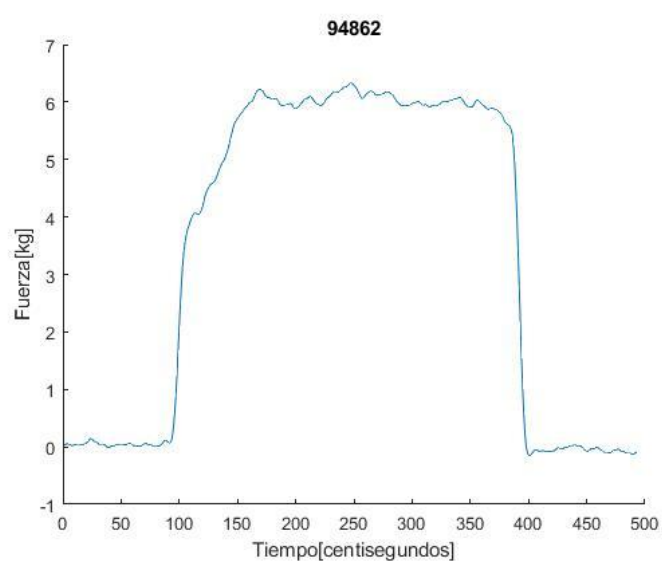
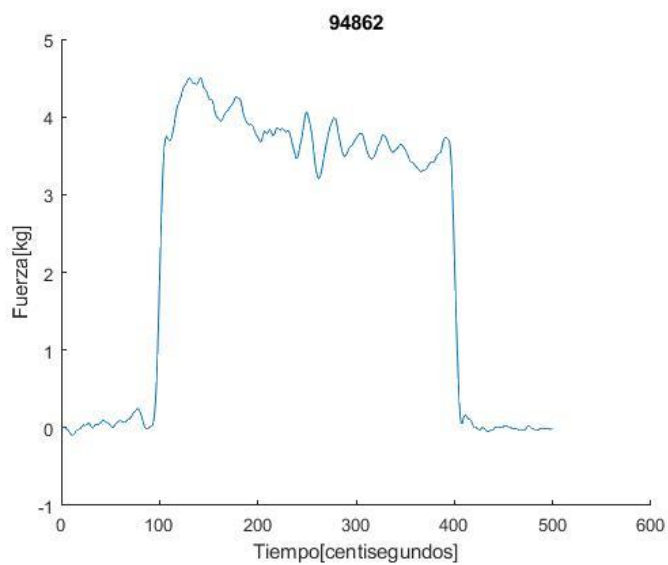
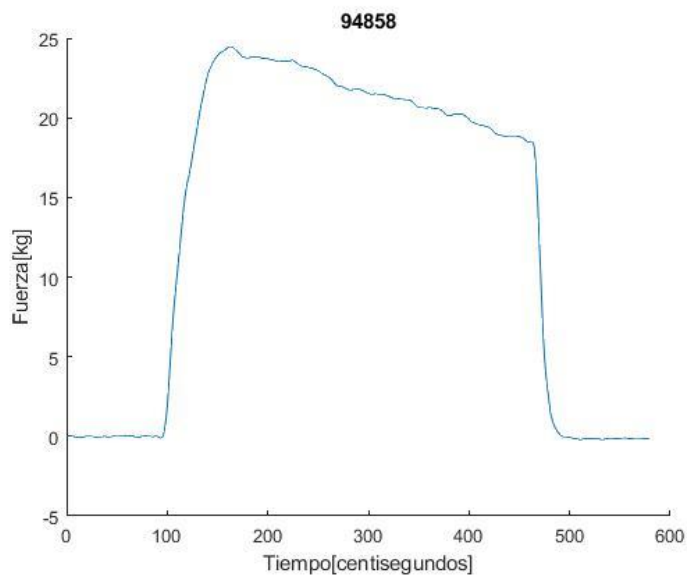
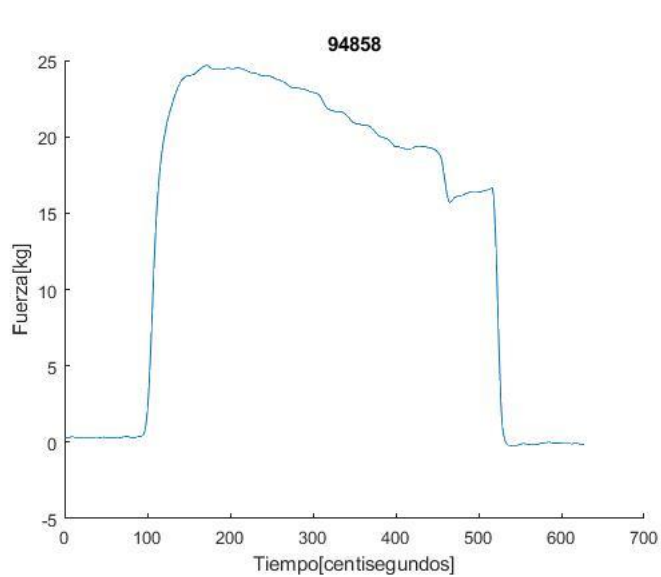












Análisis de los resultados de la fuerza de agarre manual para establecer el grado de fragilidad de la población anciana.



Escola Politècnica Superior  
d'Enginyeria de Vilanova i la Geltrú

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA